



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIAS E GEOCIÊNCIAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E  
NUCLEARES

LARISSA CRISTINA SILVA DOS SANTOS

**MODELAGEM DE BOLUS INDIVIDUALIZADOS PARA PRODUÇÃO POR  
IMPRESSORA 3D E USO EM RADIOTERAPIA**

Recife

2021

LARISSA CRISTINA SILVA DOS SANTOS

**MODELAGEM DE BOLUS INDIVIDUALIZADOS PARA PRODUÇÃO POR  
IMPRESSORA 3D E USO EM RADIOTERAPIA**

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

Catálogo na fonte  
Bibliotecário Gabriel Luz CRB-4 / 2222

- S237m Santos, Larissa Cristina Silva dos.  
Modelagem de bolus individualizados para produção por impressora 3D e uso em radioterapia / Larissa Cristina Silva dos Santos.  
77 f., fig., tabs., abr., sigl.
- 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, Recife, 2021.  
Inclui referências e apêndice.
1. Energia Nuclear. 2. Distribuição de dose. 3. Impressão 3D. 4. Modelagem 3D. 5. Teleterapia. I. Lima, Fernando Roberto de Andrade (Orientador). II. Vieira, José Wilson (Coorientador). III. Título.

UFPE

612.01448 CDD (22. ed.)

BCTG / 2022-02

**LARISSA CRISTINA SILVA DOS SANTOS**

**MODELAGEM DE BOLUS INDIVIDUALIZADOS PARA PRODUÇÃO POR  
IMPRESSORA 3D E USO EM RADIOTERAPIA**

Dissertação Apresentada ao Programa de Pós Graduação Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro Acadêmico CTG, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Aprovada em: 15/07/2021

**BANCA EXAMINADORA**

---

Dra. Isabelle Viviane Batista de Lacerda (Examinadora Externo)  
Instituto Federal de Pernambuco - IFPE

---

Dr. Alex Cristóvão Holanda de Oliveira (Examinador Externo)  
Faculdade Nova Esperança - Facene

---

Dr. Romilton dos Santos Amaral  
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

Com muita gratidão dedico este trabalho a minha mãe Maria José.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus e a minha mãe Maria por caminhar comigo de forma incansável na realização de cada um dos meus sonhos. Ao meu pai Elizario e a todos os meus familiares, que sempre falam das minhas conquistas com tanto orgulho. Aos meus amigos pelo apoio em cada nova fase da minha vida, em especial às minhas amigas Bruna Barros e Joyce Delmiro pela caminhada.

À Willyanne por todo amor e companheirismo compartilhado ao longo desses anos.

Ao Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima pela orientação e oportunidade de trabalhar com projetos ainda na iniciação científica.

Ao Prof. Dr. José Wilson Vieira por todo apoio, tempo, orientação e conhecimento compartilhado desde as disciplinas ministradas a minha turma no curso de radiologia. Meu coração é repleto de gratidão!

Ao Prof. Dr. Alex Cristóvão Holanda de Oliveira pela atenção, apoio e orientação ao longo da realização deste trabalho.

À todos os colegas do GDN que me fizeram enxergar que o mestrado e muitos outros projetos poderiam e podem ser minha realidade. O grupo me fez evoluir grandemente em aspectos pessoais e acadêmicos. Agradeço especialmente a Baby pelo apoio em atividades deste trabalho.

À Prof<sup>a</sup>. Dra. Isabelle Viviane Batista de Lacerda, ao Prof. Dr. Viriato Leal Neto e ao Prof. Dr. Pedro Henrique Avelino de Andrade pelas contribuições no alinhamento das atividades dessa dissertação.

Ao IFPE pelo apoio financeiro e institucional a minha formação acadêmica e as minhas pesquisas.

Ao Laboratório de Simulação e Fabricação Digital do IFPE - Campus Recife, pela disponibilização da impressora utilizada neste trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela concessão de bolsa durante o período de desenvolvimento deste trabalho.

A ausência de exemplo não inviabiliza a possibilidade de alcançar. A presença de oportunidade permite desfazer-se do impossível.

## RESUMO

Com grande número de ocorrência o câncer tem causado impacto econômico aos setores públicos e suplementares de saúde. É estimado que mais de 50% dos pacientes diagnosticados com neoplasias malignas façam uso da radioterapia em algum momento de seu tratamento, sendo a maioria tratada com feixes de fótons e/ou elétrons. Devido ao efeito *build-up* (aumento da dose na matéria, desde a deposição na superfície a um ponto de dose máxima) causado pela interação dos feixes de fótons com o tecido irradiado, o uso de bolus se torna frequente na rotina de setores de radioterapia para superficialização do ponto de dose máxima na região de tratamento. O corpo humano possui superfícies complexas que constantemente são regiões de tratamento em radioterapia, porém os bolus comerciais com formato e extensão padrão não se adaptam perfeitamente a estas superfícies. Quando isso acontece, lacunas de ar podem surgir na região, causando diferenças entre a dose definida no planejamento radioterápico e a dose entregue durante o tratamento. Com a finalidade de eliminar essas lacunas de ar e possíveis erros de distribuição de dose, duas metodologias para construção de bolus individualizados foram propostas. Em ambos os casos, foram utilizadas imagens de tomografia computadorizada do fantoma antropomórfico masculino Alderson Rando, como referência da anatomia de um corpo humano. A partir dessas imagens, um modelo de bolus foi construído no *software* de modelagem 3D 3ds Max, por meio da construção de uma malha poligonal, enquanto que o outro foi construído no *software* de computação de imagens 3D *Slicer*, tomando como base ferramentas de segmentação. O *software* *Creality Slicer* 1.2.3. preparou os arquivos para impressão 3D. As impressões dos arquivos foram realizadas em filamento de ácido polilático na impressora Tevo Tarantula Pro. A metodologia de construção de bolus pelo *software* 3ds Max apresentou melhores resultados, pois foi constatada uma maior área de contato entre o bolus e o fantoma em teste de encaixe do bolus impresso no fantoma físico. Os arquivos 3D dos bolus virtuais ficarão disponíveis para futuras simulações computacionais. Os bolus impressos poderão ser usados em dosimetria com aceleradores lineares.

**Palavras-chave:** distribuição de dose; impressão 3D; modelagem 3D; teleterapia.

## ABSTRACT

Due to its vast number of occurrences, cancer has caused an economic impact on the public and supplementary health care sectors. It is estimated that more than 50% of patients diagnosed with malignant neoplasms need radiotherapy at some stage of their treatment, most of them treated with photon and/or electron beams. Due to the build-up effect (increase in dose in the matter from deposition on the surface to a point of maximum dose) caused by the interaction of photon beams with the irradiated tissue, bolus is often used in routine radiotherapy sectors to superficialize the point of maximum dose in the treatment region. The human body has complex surfaces that are often treatment regions in radiotherapy, but commercial boluses with a standard shape and length do not adapt perfectly to these surfaces. When this happens, air gaps may appear in the region, causing differences between the dose defined in radiotherapy planning and the dose delivered during treatment. In order to eliminate these air gaps and possible dose distribution errors, two methodologies for individualized bolus construction were proposed. In both cases, computed tomography images of the Alderson Rando male anthropomorphic phantom were used as a reference of the anatomy of a human body. From these images, one bolus model was constructed in the 3D modeling software *3ds Max* by creating a polygonal mesh, while the other bolus model was constructed in the image computing software *3D Slicer*, using segmentation tools. The software *Creality Slicer 1.2.3* prepared the files for 3D printing. The prints of the files were made on polylactic acid filament on the Tevo Tarantula Pro printer. The bolus construction methodology using the software *3ds Max* showed better results, as a greater contact area between the bolus and the phantom was observed when testing the fit of the printed bolus to the physical phantom. The 3D files of the virtual boluses will be available for future computer simulations. The printed boluses could be used in dosimetry with linear accelerators.

**Keywords:** dose distribution; 3d printing; 3d modeling; teletherapy.

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 – Diagrama de bloco dos componentes de um Linac. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 21 |
| Figura 2 – Deposição de dose no paciente por um feixe de fóton de megavoltagem.<br>.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 22 |
| Figura 3 – Bolus. a) Cera de abelha. b) <i>Super Stuff</i> .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 26 |
| Figura 4 – Bolus. a) <i>Superflab</i> . b) <i>Aquaplast RT</i> .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 27 |
| Figura 5 – Bolus. a) <i>Elasto-Gel</i> . b) <i>Super-Flex</i> .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 28 |
| Figura 6 – Esquemas de volumes da ICRU para tratamentos em radioterapia. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 31 |
| Figura 7 – Fantoma antropomórfico SARA em malha poligonal. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 33 |
| Figura 8 – Sistema circulatório linfático do fantoma MARTIN. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 33 |
| Figura 9 – Bolus 3D impresso para região do olho obtido com o <i>software MeshMixer</i> . a) Varredura óptica do voluntário para o projeto do bolus do MeshMixer. b) Projeto, incluindo superfície plana no lado da entrada do feixe, túnel de respiração e recesso para proteção dos olhos. c) Geometria do tratamento. d) Bolus impresso, com proteção de chumbo no lugar (seta vermelha)..... | 34 |
| Figura 10 – Esquema simplificado de impressora por FDM.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 35 |
| Figura 11 – Impressora 3D Tevo Tanrantula Pro. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 36 |
| Figura 12 – Bolus fabricado por impressão 3D para a região nariz. (a) Criação de uma impressão de gesso. (b) impressão de gesso. (c) bolus impresso em 3D sem preenchimento (verde) e bolo de cera (vermelho). (d) Bolus 3D com preenchimento interno variado (18% e 100%).....                                                                                                                  | 38 |
| Figura 13 – Interface gráfica do <i>software 3D Slicer 4.11</i> e ferramenta de importação de imagens DICOM. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                | 41 |
| Figura 14 – Segmentação da superfície externa do fantoma AR. a) Segmentação sem tratamento. b) Segmentação com tratamento.....                                                                                                                                                                                                                                                                   | 42 |
| Figura 15 – Janela de configuração de importação de arquivos STL no 3ds Max 2021.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 43 |
| Figura 16 – Arquivo STL do fantoma AR importado para o 3ds Max. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 44 |
| Figura 17 – Processo de retopologia no 3ds Max. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 45 |
| Figura 18 – Uso das ferramentas concha e suavização de malha.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 46 |
| Figura 19 – Segmentação da superfície externa do fantoma AR a partir da ferramenta <i>Threshold</i> . a) Vista frontal do volume segmentado. b) Vista da segmentação nos planos axial, coronal e sagital.....                                                                                                                                                                                    | 47 |
| Figura 20 – Definição da espessura do bolus. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 47 |

|                                                                                                                                                                                                 |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 21 – Definição da área do bolus. a) Primeiro corte e sistema de coordenadas do <i>3D Slicer</i> . b) Vista frontal. c) Vista superior. ....                                              | 48 |
| Figura 22 – Vista axial e sagital do volume de segmentação e bolus virtual após exclusão de estruturas adjacentes. ....                                                                         | 49 |
| Figura 23 – Uso da ferramenta <i>Islands</i> para separação e exclusão de volume, <i>3D Slicer</i> 4.11.....                                                                                    | 50 |
| Figura 24 – Interface inicial do <i>software Creality Slicer</i> 1.2.3.....                                                                                                                     | 51 |
| Figura 25 – Configuração de impressão do bolus 3ds Max. <i>Software Creality Slicer</i> 1.2.3.....                                                                                              | 53 |
| Figura 26 – Configuração de impressão do bolus <i>3D Slicer</i> . <i>Software Creality Slicer</i> 1.2.3.....                                                                                    | 53 |
| Figura 27 – Ferramenta <i>Ruler</i> do <i>3D Slicer</i> .....                                                                                                                                   | 55 |
| Figura 28 – Paquímetro analógico. ....                                                                                                                                                          | 55 |
| Figura 29: Ferramenta de corte do <i>software</i> DIP. ....                                                                                                                                     | 57 |
| Figura 30: Ferramenta de segmentação do <i>software</i> AnalisadorPixelRBG. ....                                                                                                                | 58 |
| Figura 31 – Visualização do arquivo STL do bolus virtual obtido no 3ds Max. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil.....                                                                   | 59 |
| Figura 32 – Visualização do arquivo STL do bolus virtual obtido no <i>3D Slicer</i> . a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil.....                                                         | 60 |
| Figura 33 – Bolus físico obtido no 3ds Max. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil.....                                                                                                   | 61 |
| Figura 34 – Bolus físico obtido no <i>3D Slicer</i> . a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil.....                                                                                         | 61 |
| Figura 35 – Visualização externa do encaixe do bolus 3ds Max no fantoma físico AR. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil. c) Vista superoinferior. d) Vista Inferosuperior.....          | 62 |
| Figura 36 – Visualização externa do encaixe do bolus <i>3D Slicer</i> no fantoma físico AR. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil. c) Vista superoinferior. d) Vista inferosuperior..... | 63 |
| Figura 37 – Resultado do teste de encaixe interno. a) Bolus 3ds Max. b) Bolus <i>3D Slicer</i> .....                                                                                            | 64 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 – Ponto de dose máxima para diferentes níveis de energia.....           | 23 |
| Tabela 2 – Tipos de bolus comumente usados na prática clínica. ....              | 28 |
| Tabela 3 – Características de materiais para bolus. ....                         | 29 |
| Tabela 4 – Configuração de impressão.....                                        | 54 |
| Tabela 5 – Informações do paquímetro analógico. ....                             | 55 |
| Tabela 6 – Resultado comparativo entre os bolus virtuais e os bolus físicos..... | 65 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|                  |                                                                                   |
|------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| 3DCRT            | do inglês, <i>Three Dimensional Conformal Radiation Therapy</i>                   |
| AAA              | do inglês, <i>Analytical Anisotropic Algorithm</i>                                |
| AR               | Alderson Rando                                                                    |
| BREP             | do inglês, <i>Boundary Representation</i>                                         |
| CNPq             | Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico                     |
| CRCN–NE          | Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste                                 |
| CTV              | do inglês, <i>Clinical Target Volume</i>                                          |
| DICOM            | do inglês, <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>                  |
| D <sub>max</sub> | Dose Máxima                                                                       |
| DNA              | do inglês, <i>Deoxyribonucleic Acid</i>                                           |
| DIP              | do inglês, <i>Digital Image Processing</i>                                        |
| D <sub>s</sub>   | Dose na Superfície                                                                |
| FC               | Fantoma Computacional                                                             |
| FDM              | Fusão por Deposição de Material                                                   |
| FF               | Fantoma Físico                                                                    |
| FinF             | do ingles, <i>Conventional Static Field-in-Field</i>                              |
| GDN              | Grupo de Dosimetria Numérica                                                      |
| GTV              | do inglês, <i>Gross Tumor Volume</i>                                              |
| HC–UFPE          | Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco                       |
| HDV              | Histograma Dose Volume                                                            |
| HU               | do inglês, <i>Hounsfield Units</i>                                                |
| IARC             | do ingles, <i>International Agency for Research on Cancer</i>                     |
| ICRU             | do inglês, <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>    |
| IFPE             | Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de Pernambuco                  |
| IMRT             | do inglês, <i>Intensity-Modulated Conformal</i>                                   |
| INCA             | Instituto Nacional de Câncer                                                      |
| IV               | do inglês, <i>Irradiated Volume</i>                                               |
| Linac            | do inglês, <i>Linear Accelerator</i>                                              |
| MARTIN           | do ingles, <i>Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom</i> |
| MC               | Monte Carlo                                                                       |

|           |                                                     |
|-----------|-----------------------------------------------------|
| MCE       | Modelo Computacional de Exposição                   |
| MP        | Malha Poligonal                                     |
| NURBS     | do inglês, <i>Non Uniform Rational Basis Spline</i> |
| OSLD      | do inglês, <i>Optically Stimulated Dosimetry</i>    |
| PET       | do inglês, <i>Positron Emission Tomography</i>      |
| PLA       | do inglês, <i>Polylactic Acid</i>                   |
| PORV      | do inglês, <i>Planning Organ at Risk Volum</i>      |
| PT        | Planejamento do Tratamento                          |
| PTV       | do inglês, <i>Planning Target Volume</i>            |
| PVA       | do inglês, <i>Polyvinyl Alcohol</i>                 |
| RM        | Ressonância Magnética                               |
| RP        | do inglês, <i>Rapid Prototyping</i>                 |
| RT        | Radioterapia                                        |
| SIMUFAB   | Simulação e Fabricação Digital                      |
| STL       | do inglês, <i>Standard Triangle Language</i>        |
| SUS       | Sistema Único de Saúde                              |
| TC        | Tomografia Computadorizada                          |
| TFC       | Tomografia de Feixe Cônico                          |
| TPS       | do inglês, <i>Treatment Planning System</i>         |
| TV        | do inglês, <i>Treatment Volume</i>                  |
| VMAT      | do inglês, <i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>  |
| $Z_{ex}$  | Ponto de Saída no Paciente                          |
| $Z_{max}$ | Ponto de Dose Máxima                                |

## SUMÁRIO

|                                                                      |           |
|----------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>                                            | <b>16</b> |
| 1.1 OBJETIVO.....                                                    | 18        |
| <b>1.1.1 Objetivos específicos.....</b>                              | <b>18</b> |
| <b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>                                | <b>19</b> |
| 2.1 CÂNCER .....                                                     | 19        |
| 2.2 RADIOTERAPIA.....                                                | 20        |
| <b>2.2.1 Acelerador Linear.....</b>                                  | <b>21</b> |
| <b>2.2.2 Distribuição de dose .....</b>                              | <b>22</b> |
| <b>2.2.3 Bolus .....</b>                                             | <b>23</b> |
| 2.2.3.1 Tipos de bolus usados na prática clínica.....                | 26        |
| 2.2.3.2 Características de materiais para bolus .....                | 29        |
| <b>2.2.4 Planejamento radioterápico .....</b>                        | <b>29</b> |
| 2.3 MODELAGEM DE OBJETO 3D PARA DOSIMETRIA .....                     | 31        |
| 2.4 IMPRESSÃO 3D .....                                               | 34        |
| <b>2.4.1 Aplicação de impressão 3D na produção de bolus.....</b>     | <b>37</b> |
| <b>3 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>                                   | <b>39</b> |
| 3.1 MATERIAIS .....                                                  | 39        |
| 3.2 MÉTODOS .....                                                    | 40        |
| <b>3.2.1 Definição de um simulador do corpo humano .....</b>         | <b>40</b> |
| <b>3.2.2 Obtenção dos bolus virtuais .....</b>                       | <b>40</b> |
| 3.2.2.1 Modelagem do bolus virtual no 3ds Max .....                  | 40        |
| 3.2.2.1.1 Segmentação da superfície externa do fantoma AR.....       | 41        |
| 3.2.2.1.2 Arquivo de entrada do 3ds Max.....                         | 42        |
| 3.2.2.1.3 Retopologia do bolus.....                                  | 43        |
| 3.2.2.2 Modelagem do bolus virtual no 3D Slicer .....                | 46        |
| <b>3.2.3 Impressão dos bolus.....</b>                                | <b>50</b> |
| 3.2.3.1 Escolha e caracterização do material para impressão .....    | 50        |
| 3.2.3.2 Preparação dos arquivos para impressão .....                 | 51        |
| 3.2.3.2.1 Geração dos arquivos GCodes do bolus.....                  | 52        |
| <b>3.2.4 Remoção do material de suporte.....</b>                     | <b>54</b> |
| <b>3.2.5 Verificação das dimensões dos bolus.....</b>                | <b>54</b> |
| <b>3.2.6 Verificação de encaixe dos bolus no fantoma físico.....</b> | <b>56</b> |

|                                                                                              |           |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.2.6.1 Teste de encaixe interno .....                                                       | 56        |
| 3.2.6.1.1 <i>Avaliação qualitativa das imagens obtidas no teste de encaixe interno</i> ..... | 56        |
| <b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>                                                        | <b>59</b> |
| 4.1 BOLUS VIRTUAIS.....                                                                      | 59        |
| 4.2 BOLUS IMPRESSOS .....                                                                    | 60        |
| <b>4.2.1 Encaixe dos bolus impressos .....</b>                                               | <b>61</b> |
| 4.2.1.1 Teste de encaixe anatômico.....                                                      | 61        |
| 4.2.1.2 Teste de encaixe interno .....                                                       | 63        |
| <b>4.2.2 Avaliação das dimensões dos bolus .....</b>                                         | <b>65</b> |
| <b>4.2.3 Avaliação de tempo e gasto de material para produção.....</b>                       | <b>66</b> |
| <b>5 CONCLUSÃO .....</b>                                                                     | <b>68</b> |
| <b>6 PERSPECTIVAS.....</b>                                                                   | <b>70</b> |
| <b>REFERÊNCIA .....</b>                                                                      | <b>71</b> |
| <b>APÊNDICE A – COTAÇÃO PARA IMPRESSÃO DOS BOLUS .....</b>                                   | <b>77</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

De acordo com a Agência Internacional de Pesquisa em Câncer (IARC - *International Agency for Research on Cancer*)<sup>1</sup>, estima-se que globalmente, 1 em cada 5 pessoas desenvolve câncer durante a vida, com taxa de mortalidade pela doença de 1 a cada 8 homens e 1 em 11 mulheres (IARC, 2020). A adoção de fatores associados ao seu desenvolvimento tem aumentado seu índice de incidência ao longo dos últimos anos no Brasil. Isto pode ser constatado pelos índices de projeção publicados regularmente em relatórios do Instituto Nacional de Câncer (INCA)<sup>2</sup>. O INCA projeta para o período de 2020-2022, 625 mil novos casos de câncer na população brasileira, para cada ano (INCA, 2019).

Em meio às modalidades disponíveis para o tratamento dessa condição patológica, a radioterapia (RT) é empregada em cerca de 50% dos novos casos de tumores malignos diagnosticados (HOSKIN, 2019). A técnica consiste na irradiação de células cancerígena com uso de fontes de radiação próximas (braquiterapia) ou distantes (teleterapia/radioterapia externa) do alvo a ser tratado, com a finalidade de destruir essas células pela interação da radiação com a matéria (BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015). Para tanto, um planejamento radioterápico (PR) é realizado por um equipe multidisciplinar para definir a forma mais adequada de irradiar o paciente (CANCINO, 2016).

Fótons, elétrons, prótons e íons pesados são exemplos de tipos de radiação que podem ser usados na RT. Entretanto, no Brasil, este procedimento é realizado mediante o uso de fótons e elétrons (OLIVEIRA, 2016). O acelerador linear (Linac - *Linear Accelerator*) usado em teleterapia se caracteriza como a fonte de radiação mais usada (CANCINO, 2016). Os feixes produzidos por Linac possuem a importante característica de que a dose máxima liberada no tecido irradiado se localiza a uma distância da superfície do paciente. Essa distância aumenta conforme a energia utilizada no tratamento (PODGORSK, 2016). Alguns tratamentos em teleterapia, como o do câncer de pele e a irradiação da parede torácica de pacientes pós-mastectomia, exigem a superficialização do ponto em que ocorre a deposição da dose máxima, seja para maximizar a dose no tumor, limitar a penetração do feixe,

---

<sup>1</sup> Agência intergovernamental que faz parte da Organização Mundial de Saúde das Nações Unidas.

<sup>2</sup> Órgão que auxilia o Ministério da Saúde no desenvolvimento e coordenação das ações para a prevenção e o controle do câncer no Brasil.

preservando as estruturas circunvizinhas, ou até mesmo melhorar a uniformidade da dose na região tumoral (GONÇALVES, 2016).

Almejando conduzir a dose máxima para superfície a ser tratada, utiliza-se sobre a zona a irradiar um material com equivalência ao tecido humano que recebe o nome do bolus (GONÇALVES, 2017; PARK et al., 2016; KIM et al., 2014). Existe uma variedade de bolus usados na prática clínica. Muitos deste são compostos de materiais como parafina, cera de abelha, polímero acrílico, *Super Stuff*<sup>3</sup> e *Super Flab*<sup>4</sup> (VYAS et al., 2013). Uma das exigências para o uso do bolus é que este tenha uma boa aderência à pele do paciente, pois camada de ar entre o bolus e a pele altera a dose determinada no PR de forma imprevisível (SHAW, 2018). Levando em consideração que bolus comerciais com formato padrão nem sempre se adequam perfeitamente a superfícies irregulares como nariz, orelha e couro cabeludo, estudos para desenvolvimento de bolus individualizados tem se popularizado (KIM, et al., 2014; PARK, et al., 2016; ROBAR, 2016).

Em busca de bolus que melhor se ajustem as superfícies dos pacientes durante o tratamento radioterápico, vários estudos mostraram a eficácia da utilização de bolus sólidos individualizados produzidos por impressoras 3D em tratamentos radioterápicos (KIM et al., 2014; PARK et al., 2016; CANTERS et al., 2016; SU e MORAN, 2014; SU, 2014). O objeto é determinado previamente em um sistema de planejamento de tratamento (TPS - *Treatment Planning System*), mediante o uso de imagens médicas como referência da anatomia do paciente, e em seguida toma forma tridimensional na impressão. Contudo, ainda não há uma metodologia estabelecida para modelagem de bolus considerada ideal, e existem muitas incertezas e limitações no uso das já existentes (GONÇALVES, 2017).

Visando sanar a presença de espaços de ar entre o bolus e a superfície do paciente, este trabalho propôs a construção de bolus individualizados produzidos por impressão 3D por diferentes metodologias. Uma metodologia foi associada a criação de uma malha poligonal (MP) no *software* de modelagem 3D 3ds Max. A outra com base em ferramentas de segmentação digital<sup>5</sup> de computação de imagens por meio do uso do *software 3D Slicer*.

---

<sup>3</sup> Polímero orgânico hidrofílico, disponibilizado em pó. Quando preparado ganha forma gelatinosa.

<sup>4</sup> Bolus a base de vinil sem látex. Disponibilizado em folhas.

<sup>5</sup> Separação de regiões com base em similaridade ou descontinuidade.

## 1.1 OBJETIVO

Desenvolver dois métodos de obtenção de bolus individualizados por impressão 3D para uso em teleterapia sem uso de um TPS.

### 1.1.1 Objetivos específicos

- Desenvolver uma referência 3D virtual da anatomia do fantoma físico (FF)<sup>6</sup> masculino Alderson Rando (AR)<sup>7</sup>, por meio do uso de imagens de tomografia computadorizada (TC);
- Modelar um bolus individualizado para a região do nariz do FF AR usando o *software* de modelagem 3ds Max;
- Obter um bolus individualizado para região do nariz do FF AR usando ferramentas de segmentação do *software 3D Slicer*;
- Imprimir tridimensionalmente os bolus desenvolvidos pelas duas metodologias propostas;
- Analisar comparativamente as dimensões dos bolus virtuais e físicos por meio de ferramentas computacionais e físicas de medição;
- Investigar a viabilidade de aplicação das metodologias na prática clínica de um setor de radioterapia, considerando o tempo de modelagem e a precisão das peças.

---

<sup>6</sup> Objeto simulador do corpo humano usado para avaliações dosimétricas.

<sup>7</sup> Fantoma representante de um adulto do sexo masculino.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo denota uma contextualização acerca dos conhecimentos relevantes que embasam o desenvolvimento deste trabalho e está dividido em 4 tópicos. Informações sobre o câncer são abordadas no primeiro tópico. No segundo a RT é abordada juntamente com informações sobre Linacs, distribuição de dose, bolus e planejamento radioterápico. Modelagem 3D é apresentada no terceiro, enquanto prototipagem rápida (RP - *Rapid Prototyping*) é vista no quarto tópico.

### 2.1 CÂNCER

A palavra câncer se refere ao conjunto de mais de 100 doenças, que têm como característica em comum o crescimento desordenado de células que propende à invasão de órgãos e tecidos vizinhos (INCA, 2020). A possibilidade de surgimento de câncer em um indivíduo envolve uma rede complexa de fatores intrínsecos e extrínsecos, estando estes relacionados a condições biológicas, econômicas, sociais e políticas no qual o indivíduo está inserido. Os principais tratamentos disponíveis para os variados tipos de câncer são: RT, quimioterapia e cirurgia, que podem atuar de forma isolada ou integrada (INCA, 2020).

Fora do contexto atual de pandemia fomentada pelo grande número de infecções pelo novo Coronavírus (SARS-CoV-2), o câncer foi considerado o principal problema de saúde pública mundial (INCA, 2019). Seu índice de ocorrência tem aumentado significativamente nos últimos anos. Os comunicados de imprensa da IARC mostram as estimativas para 2018 de 18,1 milhões de novos casos e 9,6 milhões de mortes por câncer. Já em 2020, os números subiram para 19,3 milhões de novos casos e 10 milhões de mortes (IARC 2018; IARC, 2020). Com estimativas para o período 2020-2022, o INCA projetou no Brasil uma estimativa de aproximadamente 625 mil novos casos de câncer (450 mil, excluindo os casos de câncer de pele não melanoma), por ano (INCA, 2019). Com estimativa em longo prazo, a Organização Mundial de Saúde (OMS) projeta para 2040, 28,4 milhões de novos casos de câncer (aumento de cerca de 48% a mais, comparado a 2020) (IARC, 2020).

É importante também pontuar o impacto econômico do câncer. Estima-se que o custo direto total do Sistema Único de Saúde (SUS)<sup>8</sup> no tratamento do câncer girou em torno de R\$ 4,5 bilhões em 2017, e R\$ 4,6 bilhões em 2018, de modo que em média cada paciente custou cerca de 9 mil por ano para o SUS. Esse número fica ainda maior se tratando do setor suplementar, estimando-se R\$ 14,5 bilhões apenas em 2017. Levando-se também em consideração os custos indiretos, estima-se que o custo do SUS e do sistema suplementar em 2017 girou em torno de R\$ 68,2 bilhões (28% em custos diretos e 72% indiretos custos) (INTERFARMA, 2019).

## 2.2 RADIOTERAPIA

A RT é uma modalidade médica frequentemente utilizada no tratamento do câncer, sendo considerada até hoje a técnica não cirúrgica mais importante no manejo das neoplasias malignas (HOSKIN, 2019). Sua base de funcionamento consiste em administrar radiação ionizante<sup>9</sup> no local a ser tratado, após um planejamento radioterápico multidisciplinar, cujo objetivo visa destruir as células neoplásicas presentes, preservando ao máximo os órgãos e tecidos sadios adjacentes (BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015; GONÇALVES, 2017). Pode ser aplicada em caráter curativo ou paliativo, de forma isolada ou combinada a outras modalidades terapêuticas, como cirurgia, quimioterapia ou imunoterapia (EATMON, 2016). Os danos aos tecidos biológicos podem ocorrer de forma direta: a radiação absorvida<sup>10</sup> ejeta elétrons e há interação direta dos elétrons ejetados com componentes celulares, como ácido desoxirribonucleico (DNA); Ou de forma indireta: nesse caso a radiação interage e ejeta elétrons da água, acarretando na formação de elétrons livres, capazes de provocar efeitos químicos que desestruturam a cadeia do DNA (MARTA, 2014).

Raios X, raios gama e radiação de partículas (elétrons e prótons) são radiações usadas em RT. De acordo com a posição da fonte em relação ao local a ser tratado, classifica-se a RT em braquiterapia e teleterapia. A braquiterapia (RT interna) faz uso de fontes seladas de radiação, localizadas próximas da região tumoral, ou inseridas diretamente na região a ser tratada. Na teleterapia (RT externa), por sua

---

<sup>8</sup> Sistema público de saúde brasileiro garantido pela Constituição Federal de 1988.

<sup>9</sup> Energia capaz de ejetar elétrons de um átomo ou molécula, provocando ionização.

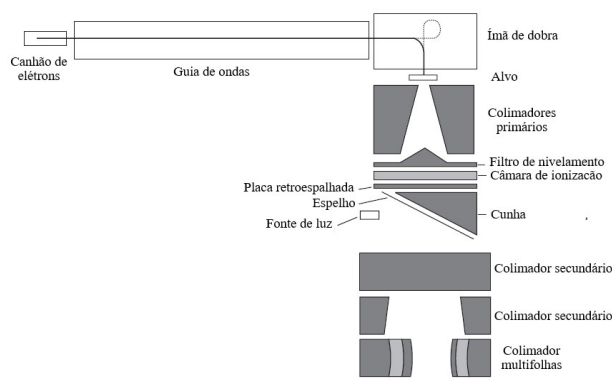
<sup>10</sup> Energia depositada por unidade de massa (J/kg).

vez, os equipamentos são posicionados distantes do local a ser tratado. Nessa modalidade, a irradiação do paciente é mediada frequentemente por unidades de Colbato-60 ou Linacs médicos (BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015). Esses equipamentos possuem a propriedade de ofertar fótons e elétrons a serem usados no tratamento na faixa de energia de megavolts. Os feixes de fótons de megavolts são os mais comuns em teleterapia (ANNEMIEKE, 2016).

### 2.2.1 Acelerador Linear

O Linac é considerado o equipamento mais comum usado em radioncologia (ALFRED; LEAVER, 2016). Linacs modernos possuem alta precisão (2% - 3%) e permite a entrega de feixes de fótons e elétrons com diferentes níveis de energias, o que possibilita tratar uma variedade de tumores (ALFRED e LEAVER, 2016; VENABLES, 2019). Normalmente permitem fornecer além de duas energias de fótons, várias energias de elétrons (4 MeV a 25 MeV) (PODGORSKAK, 2016). A produção de feixes de fótons em um Linac médico baseia-se na utilização de micro-ondas para acelerar elétrons na ordem de milhares de elétrons-volt, até que estes atinjam um alvo. Quando há a necessidade de tratamento com elétrons, o alvo do equipamento é removido, passando o Linac a irradiar com feixe de partículas. O equipamento tem como itens principais: uma fonte de elétrons, uma fonte de ondas eletromagnéticas de radiofrequência e um guia de ondas de aceleração (CANCINO, 2016; KACPEREK e MILLS 2019). Estes e os demais componentes que compõem um Linac podem ser observados no diagrama de bloco mostrado na Figura 1.

Figura 1 – Diagrama de bloco dos componentes de um Linac.



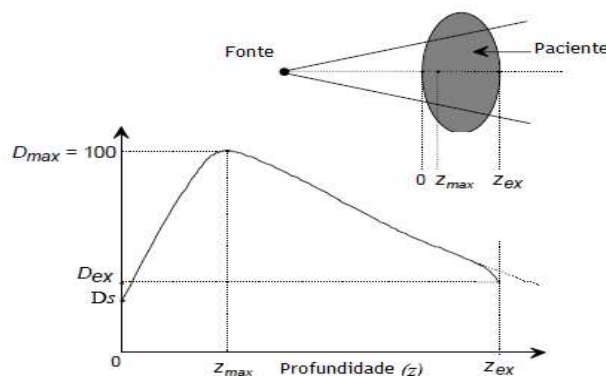
Fonte: Adaptado de VENABLES (2019).

### 2.2.2 Distribuição de dose

Na medida em que há necessidade de entrega de uma dose precisa para destruição do grupo de células de interesse no tratamento com radiação ionizante, há também uma preocupação com o limite de dose das células próximas e que precisam ser poupadas. O domínio do entendimento do processo de interação da radiação com os tecidos biológicos, para os diferentes tipos de radiação usados em RT é importante, pois o volume que será irradiado pode estar em localização superficial ou profunda, de forma dispersa ou bem definida.

Em irradiações com feixes de fótons, a dose que é absorvida pelo tecido irradiado não tem origem de deposição do próprio fóton, e sim por partículas carregadas secundárias geradas pela ionização indireta durante as interações fóton-tecido. Em faixas de energias terapêuticas, incluem principalmente elétrons secundários produzidos por espalhamento Compton. Esses elétrons viajam predominantemente para frente, enquanto depositam sua energia, fazendo com que a dose aumente bruscamente, desde a deposição de dose na superfície ( $D_s$ ), até atingir um ponto de dose máxima ( $Z_{max}$ ). Devido à atenuação dos fótons, o número de elétrons gerados diminui com a profundidade, fazendo com que a dose diminua quase que exponencialmente, até atingir um ponto de saída no paciente ( $Z_{ex}$ ). (ANNEMIEKE, 2016). A região entre a dose de superfície e a dose máxima ( $D_{max}$ ) é denominada região de *build-up*. Na Figura 2 é apresentada a deposição de dose por feixe de fótons de megavoltagem. A dose na superfície pode ser tão baixa quanto 25% em relação à dose máxima (KHAN, 2013).

Figura 2 – Deposição de dose no paciente por um feixe de fóton de megavoltagem.



Fonte: Adaptado de PODGORSK (2005).

$Z_{\max}$  depende da energia do feixe, pois quanto maior a energia dos fótons, maior será a energia e o alcance dos elétrons secundários, que consequentemente torna maior a profundidade máxima. A Tabela 1 apresenta possíveis pontos de dose máxima para diferentes energias de feixe.

Tabela 1 – Ponto de dose máxima para diferentes níveis de energia.

| Energia do feixe (MeV) | Ponto de dose máxima ( $Z_{\max}$ ) (cm) |
|------------------------|------------------------------------------|
| 6                      | 1,5                                      |
| 10                     | 2,5                                      |
| 22                     | 4,0                                      |

Fonte: PODGORSK (2016).

Quando o volume alvo do tratamento não é superficial, o efeito poupador da superfície do paciente torna-se um ponto positivo, já que a superexposição da pele pode resultar em reações cutâneas agudas ou efeitos retardados (AKBAS et al, 2016). Em contrapartida, quando a região de tratamento está próxima ou se estende a pele, um dispositivo de modificador do feixe precisa ser adicionado. Na prática clínica é comum o uso de bolus em contato com a superfície do paciente para permitir uma superficialização da dose no paciente, aumentando a segurança dos tratamentos superficiais.

### 2.2.3 Bolus

Tratamentos em teleterapia frequentemente demandam dose terapêutica na pele do paciente ou em áreas contíguas a esta (SU, 2014). Nestes casos, o efeito poupador da superfície originado pelos feixes de megavoltagem produzidos por Linacs exigem a superficialização da região de *build-up*. É comum ainda, tratamentos em de RT requererem uma simplificação da anatomia complexa de pacientes para gerar uma dose mais previsível, assim como complemento de tecidos em falta – como no caso de pacientes submetidos à mastectomia, estabelecendo uma homogeneização da área a se irradiar (GONÇALVES, 2017).

Na prática, as resoluções dessas condições são realizadas mediante o uso de um material posicionado em contato com a superfície do paciente. A Comissão Internacional de Unidades e Medição de Radiação (ICRU - *International Commission*

on *Radiation Units and Measurements*) por meio do relatório 24 define bolus como sendo um material equivalente ao tecido colocado em torno do objeto irradiado para reduzir ou maximizar a dose na área a ser irradiada (ICRU, 1976). Idealmente o bolus deve ser equivalente ao tecido em *stopping power* (poder de frenamento)<sup>11</sup> e *scattering power* (poder de espalhamento), para assegurar que a distribuição de dose naquela região não seja afetada em decorrência de sua presença. Suas características como espessura e extensão geralmente são definidas no planejamento radioterápico, no TPS (SU, 2014). O estabelecimento da espessura depende da energia do feixe a ser usado durante o tratamento, porém costuma variar entre 0,5 cm a 1,5 cm (MUKHERJI, 2018; HUSSAIN E MUHAMMAD, 2017). Correntemente a TPS permite a inserção manual ou automática do bolus, de modo que não danifica os dados de TC nativos do paciente, sendo importante que haja uma distinção entre o que corresponde ao bolus e o que corresponde à anatomia do paciente. Isso permite que modificações e até mesmo a remoção do bolus possam ser realizadas com facilidade do planejamento do paciente (EVANS, 2005).

Os bolus usados na prática clínica podem ser comerciais, customizados, padrão ou individualizados, sendo confeccionados com variedade de materiais. Quando o bolus é comercial padrão, sua extensão, forma e espessura não são modificáveis, sendo um mesmo bolus usado em diferentes pacientes e regiões anatômicas. Os bolus comerciais individualizados são os bolus preparáveis. Estes precisam ser preparados de acordo com instruções do fabricante, podendo a extensão e espessura ser determinada de acordo com a necessidade de cada paciente. A dificuldade em seu uso é determinar a uniformidade da espessura, pois este tipo é moldado à mão. Já os bolus customizados não comerciais se possuem semelhante equivalência ao tecido humano, mas vendidos normalmente para outras aplicabilidades (VYAS, et al., 2013).

Os bolus comerciais padrão são largamente usados em setores de RT. A preocupação em seu uso consiste de que dependendo da região a ser irradiada, não há a adequação necessária entre o bolus e a superfície do paciente, devido a curvas inerentes a algumas estruturas anatômicas. Isto provoca a presença de lacunas de ar na região, sendo estas não consideradas pelo TPS, mas que podem alterar a dose de forma definida no PR (GONÇALVES, 2017).

---

<sup>11</sup> O *stopping power* ou poder de frenamento corresponde a quantidade energia perdida pela partícula por unidade de percurso no meio através de todas as interações (colisão e radiação).

As implicações clínicas e dosimétricas de lacunas de ar entre o bolus e a superfície da pele durante a radioterapia foram estudadas por Khan e colaboradores (KHAN, et al, 2013). Neste estudo foram utilizados: um bolus uniforme de 1 cm do tipo *Superflab*, um FF de água, o FF AR, diferentes tamanhos de campos ( $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  e  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ), energia do feixe de radiação e planos de Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT - *Intensity-Modulated Radiation Therapy*) e Radioterapia Conformacional 3D (3DCRT - *Three Dimensional Conformal Radiation Therapy*). O objetivo foi avaliar o efeito de intervalos de ar de 0 cm - 5,0 cm, entre a superfície desses fantasmas e o bolus usado. O parâmetro de comparação teve como base a análise da variação entre a  $D_s$  e  $D_{\max}$  pela medição de filmes radiocrômicos. Para campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $D_{\max}$  foi significativamente afetada para lacunas de ar maiores que 5 mm. Em campos maiores que  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}^2$ , a  $D_s$  mostrou-se similar em espaços de ar de 0 cm - 5,0 cm. Levando em consideração a energia do feixe, para campos pequenos e feixe de 6 MeV,  $D_{\max}$  aumentou com o aumento dos espaços de ar. Já para feixes de 10 MeV e tamanhos de  $5 \times 5 \text{ cm}$  e  $10 \times 10 \text{ cm}$ ,  $D_{\max}$  teve uma diminuição, sequente de aumento. Para os planos IMRT e 3DCRT, a  $D_s$  reduz com o aumento dos espaços de ar em cerca de 20%.

Em 2018, BOMAN e colaboradores investigaram o efeito de espaços de ar em tratamentos radioterápicos de pacientes pós-mastectomia por meio de simulações Monte Carlo (MC) e algoritmo analítico anisotrópico (AAA - *Analytical Anisotropic Algorithm*). Oito pacientes foram planejados retrospectivamente com terapia de arco volumétrico (VMAT - *Volumetric Modulated Arc Therapy*) e técnica convencional estática campo a campo (FinF - *Conventional Static Field-in-Field*). Três configurações diferentes foram aplicadas para bolus de 5 mm sobre a parede torácica com 0,5 mm ou 10 mm de espaço de ar sob o bolus. Uma diferença de menor ou igual a 2,6% foi encontrada nos planos FinF, enquanto que para os planos VMAT a  $D_s$  diminuiu 13,6%, ambos comparados ao caso sem espaço de ar. Em ambos FinF e VMAT, as maiores diferenças entre AAA e MC foram observadas na superfície, onde AAA subestimou a dose em 1,5 Gy ( $p < 0,05$ ) em média, enquanto a dose no volume alvo excluindo a superfície foi relativamente semelhante, sendo em média 0,3 Gy ( $p > 0,05$ ) maior com AAA do que com cálculos MC.

Devido a isto, estudos vêm desenvolvendo a produção de bolus sólidos produzidos por impressoras 3D. Além de se conformar mais adequadamente às

superfícies irregulares, os bolus 3D permitem-se serem produzidos sem a necessidade da presença do paciente nesta etapa, já que são necessárias apenas suas imagens TCs (KIN et al., 2014; PARK et al., 2016; CANTERS et al., 2016; SU, ROBAR, 2014; SU, 2014). Com uma melhor adequação do bolus no paciente, estima-se aumentar a confiabilidade entre o plano de dose definido no PR e a dose real administrada, reduzindo o risco de recidiva no local (GONÇALVES, 2017).

#### 2.2.3.1 Tipos de bolus usados na prática clínica

Dentre os materiais usados em departamentos de RT como bolus, o arroz, a parafina e a cera de abelha são tradicionalmente usadas na produção de bolus. O uso da parafina é acompanhado de multi-passos que torna seu processo de produção demorado (VYAS et al., 2013). A relação entre a densidade da água e a composição tecidual faz com que gases molhadas com solução salina sejam um dos bolus amplamente utilizados, ainda que haja uma dificuldade no estabelecimento da quantidade de gases e umidade necessária para produzir o efeito de bolus e a sua reprodutibilidade durante o tratamento (BENOIT et al., 2009; VYAS et al., 2013).

Ainda na linha de bolus preparáveis, o *Super Stuff* (bolus comercial) é um polímero orgânico hidrofílico disponibilizado em pó. Este deve ser misturado à água, ganhando forma gelatinosa. Suas propriedades dosimétricas assemelham-se as da parafina, entretanto como demonstrado por alguns autores possui a vantagem de preparo mais rápido (HUMPHRIES et al., 1996; VYAS, et al., 2013). A Figura 3 apresenta exemplos de bolus de cera de abelha e *Super Stuff*.

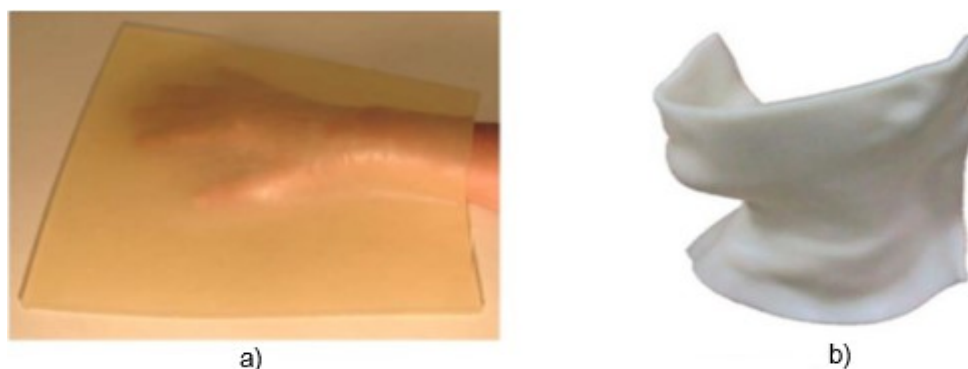
Figura 3 – Bolus. a) Cera de abelha. b) *Super Stuff*.



Fonte: RPDINC (2019).

Os bolus sintéticos a base de vinil sem látex (*Superflab* – Figura 4a) são também comerciais e amplamente utilizados por serem equivalentes ao tecido e possuir uma densidade que é semelhante à da água ( $1,02 \text{ g/cm}^3$ ). São indicados em tratamentos em que a área a ser irradiada é extensa e não há necessidade de diferentes espessuras ao longo do material. Seu formato é em folha e se adapta bem dependendo da estrutura que será irradiada. Quando dispostos em superfícies irregulares podem dar margens para o surgimento de bolhas de ar (VYAS et al., 2013). O *Aquaplast* RT (Figura 4b) ( $1,1 \text{ g/cm}^3$ ) pode ser considerado um concorrente do *Superflab*, levando em consideração que no estudo comandado por Hsu et al. (2008) ambos apresentaram equivalência à água sólida, com diferença na ordem de 2%. Seu uso é prosseguido de um aquecimento para que tome a forma da superfície a ser irradiada (VYAS et al., 2013).

Figura 4 – Bolus. a) *Superflab*. b) *Aquaplast* RT.



Fonte: RPDINC (2019).

O *Elasto-Gel* (Figura 5a), uma mistura de água, glicerina e polímero acrílico, possui densidade de  $1,2 \text{ g/cm}^3$  e é usado no tratamento de feridas. Foi mostrado por Chang e colaboradores (1992) que esse material além de apresentar propriedades para ser usado como bolus pode contribuir com a eliminação de lacunas de ar entre o bolus e a pele do paciente devido a suas propriedades adesivas (CHANG et al., 1992; VYAS et al., 2013).

Outro tipo de bolus comercial é o *Super-Flex* (Figura 5b), sendo semelhante ao *Superflab* quanto a sua forma. Também apresenta densidade equivalente ao tecido, sendo ligeiramente pegajoso. É composto basicamente de oxigênio e hidrogênio e é transparente a luz visível, o que é muito útil na identificação dos

campos de irradiação durante o tratamento (VYAS et al., 2013). Ainda que a radioterapia esteja em constante modernização e haja cada vez mais o surgimento de estudo a cerca de novos materiais e modo de preparação de bolus, nenhum dos presentes até o momento foi formalmente aprovado (VYAS et al., 2013; GONÇALVES, 2017).

Figura 5 – Bolus. a) *Elasto-Gel*. b) *Super-Flex*.



Fonte: RPDINC (2019).

Na Tabela 2 é apresentado de forma resumida os tipos de bolus comumente usados na prática clínica em setores de radioterapia.

Tabela 2 – Tipos de bolus comumente usados na prática clínica.

| Comerciais                                                             | Customizados                       |
|------------------------------------------------------------------------|------------------------------------|
| <i>Super Stuff</i> – polímero orgânico hidrofílico. Pó preparável.     | Arroz                              |
| <i>Superflab</i> – base de vinil sem látex. Disponibilizado em folhas. | Parafina                           |
| <i>Aquaplast RT</i> – termoplástico com equivalência a água sólida.    | Cera de abelha                     |
| <i>Elasto-Gel</i> – mistura de água, glicerina e acrílico polímero.    | Gases molhadas com solução salina. |
| <i>Super-Flex</i> – composto basicamente de oxigênio e hidrogênio.     |                                    |

Fonte: CHANG et al. (1992); HUMPHRIES et al.(1996); HSU et al. (2008); BENOIT (2009); VYAS et al. (2013).

### 2.2.3.2 Características de materiais para bolus

Ao escolher materiais para compor bolus a serem usados na prática clínica de setores de RT deve-se levar em consideração a equivalência ao tecido humano (ICRU, 1976). Quando necessário que o bolus tenha uma adequação as superfícies irregulares, a maleabilidade do bolus torna-se importante. Uma vez que tratamentos em RT, em sua grande maioria demandam doses fracionadas aplicadas em várias sessões, o material deve manter suas características ao longo da terapia, conservando sua forma e propriedades, sendo assim, devem apresentar reprodutibilidade. Deve resistir ainda a doses elevadas de radiação, serem atóxicos e não inflamáveis. Visando ainda uma melhor escolha do material, deve-se levar em consideração o custo-eficácia de seu uso e a facilidade em sua confecção durante a prática clínica (VYAS, et al., 2013). Uma qualidade que pode ser adicionada ao bolus é a transparência, já que esta pode facilita o alinhamento no paciente de forma reprodutível (ADAMSON, et al., 2017). Um resumo dessas características necessárias pode ser visualizado na Tabela 3.

Tabela 3 – Características de materiais para bolus.

|                          |                                                                                      |
|--------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Composição</b>        | Equivalente ao tecido humano.                                                        |
| <b>Reprodutibilidade</b> | Deve ser reproduzível durante todo o tratamento.                                     |
| <b>Periculosidade</b>    | Atóxico e não inflamável.                                                            |
| <b>Resistência</b>       | Deve resistir a doses elevadas de radiação.                                          |
| <b>Custo-eficácia</b>    | Deve possuir um bom custo-eficácia para que seja aplicável à rotina clínica.         |
| <b>Confecção</b>         | Deve ser fácil de ser confeccionado.                                                 |
| <b>Coloração</b>         | Preferencialmente transparente para reprodutibilidade do posicionamento no paciente. |

Fonte: VYAS, et al. (2013); ADAMSON, et al. (2017).

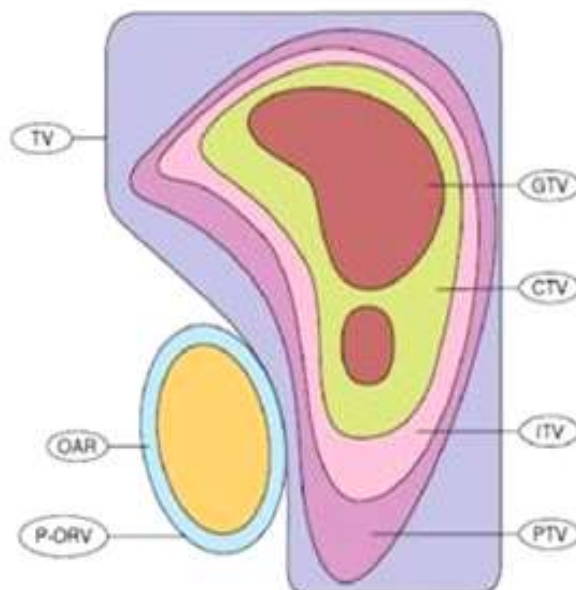
### 2.2.4 Planejamento radioterápico

O planejamento do tratamento (PT) em RT é minucioso. Envolve diversas etapas, em que serão determinados fatores que influenciarão na forma mais adequada de irradiar o paciente. Na prática clínica, em um processo de planejamento tridimensional, após o diagnóstico, a simulação do posicionamento do paciente, possíveis imobilizações e acessórios a serem usados durante o tratamento

são definidos. Sequente a isso, são adquiridas informações sobre a anatomia do paciente, localização e volume do tumor, e o estabelecimento de estruturas de interesse no qual é necessário respeitar a limitação de dose (mediante guia de volumes da ICRU). Essas informações são obtidas em imagens radiológicas, tais como as oriundas de equipamentos de TC, que são as informações base do tratamento e que podem ser complementadas com imagens adquiridas por ressonância magnética (RM) e tomografia por emissão de pósitron (PET- *Positron Emission Tomography*) (HUSSAIN E MUHAMMAD, 2017).

A ICRU, por meio dos relatórios 50 (1993) e 62 (1999) definem e descrevem volumes que são usados durante o planejamento, para definição dos alvos e estruturas de interesse. No conjunto está contido o Volume Tumoral Bruto (GTV - *Gross Tumor Volume*), que delimita o volume tumoral visível. Adicionando ao GTV margens que podem conter doença microscópica maligna, surge o Volume Alvo Clínico (CTV - *Clinical Target Volume*). Para levar em conta variações geométricas tais como: movimento de órgão, e garantir que a região visível e microscópica receba de fato a dose prescrita, o Volume Alvo de Planejamento (PTV - *Planning Target Volume*) faz parte desse conjunto. Sabendo que há um limite de tolerância de dose para cada órgão adjacente à área a ser irradiada, o Planejamento de Volume de Órgão em Risco (PORV - *Planning Organ at Risk Volum*) permite que durante o planejamento a segurança aos órgãos de risco seja assegurada. Ainda no relatório 62 são descritos o Volume de Tratamento (TV - *Treatment Volume*), que corresponde ao volume tratado englobado pela isodose determinada e o Volume Irradiado (IV - *Irradiated Volume*). O IV compreende os tecidos que recebem uma dose significativa, quando leva-se em consideração a tolerância dos tecidos normais. Esses volumes podem ser visualizados na Figura 6.

Figura 6 – Esquemas de volumes da ICRU para tratamentos em radioterapia.



Fonte: MUKHERJI (2018).

A dose a ser entregue ao volume alvo e aos tecidos ao redor pode ser estimada por um TPS. As imagens são enviadas ao TPS, os volumes de tratamento são delineados e os campos de irradiação são definidos. O número de feixes, dimensão, intensidade e ângulos de incidências dependerão da localização do tumor e da dose que deverá ser entregue. Uma avaliação do plano deve ser feita posteriormente com base na distribuição de dose. Essa avaliação é feita de forma usual por curvas de isodose e histograma de dose e volume (HDV) (HUSSAIN E MUHAMMAD, 2017).

### 2.3 MODELAGEM DE OBJETO 3D PARA DOSIMETRIA

A modelagem 3D diz respeito a criar representações virtuais tridimensionais de objetos. Esta modelagem é auxiliada por ferramentas de *softwares*, que permitem automatizar fórmulas matemáticas complexas que são à base destes objetos (SIEMENS, 2021). A modelagem 3D vem sendo usada na dosimetria, na criação de objetos virtuais que representem o corpo humano de forma realista (fantomas), para posteriormente usá-los em simulações envolvendo o uso de radiação ionizante (ANDRADE, 2018). Essas criações tem sido possível devido ao desenvolvimento tecnológico de programas gráficos focados em ambientes tridimensionais. Dentre

esses, podemos citar o 3ds Max (AUTODESK, 2021), Blender (BLENDER, 2021), Maya (AUTODESK, 2021), ZBrush (PIXOLOGIC, 2021) e o Rhinoceros 3D (RHINOCEROS, 2021). Essa variedade de *softwares* proporcionam diversas ferramentas e recursos.

Dentre as técnicas disponíveis para modelagem 3D, as spline<sup>12</sup> de base racional não uniforme (NURBS - *Non Uniform Rational Basis Spline*) e as MP são amplamente usadas na construção de fantasmas computacionais (FC)<sup>13</sup> e na modelagem de FF a serem impressos por impressora 3D. Uma MP corresponde basicamente a uma coleção de faces criadas pela união de um conjunto de vértices que formam o objeto 3D. A complexidade de uma MP diz respeito à quantidade de polígonos presente, podendo ser classificada como malha simples ou complexa.

Os primeiros FCs desenvolvidos utilizavam representações matemáticas (Fantomas matemáticos) e formas geométricas como cilindros, cones e esferas, entretanto predominava uma limitação da representação das estruturas de forma realística, tornando-os limitados. O avanço da tecnologia em computadores e o desenvolvimento de métodos de obtenção de imagens 3D (TC e RM), juntamente com a segmentação de estruturas permitiram o desenvolvimento de fantasmas do tipo voxels. Os fantasmas BREP (*Boundary Representation*), sequentemente surgiram com o desenvolvimento de programas gráficos focados em ambientes 3D. Estes baseiam-se na utilização de técnicas avançadas para manipulação de geometrias e podem ou não utilizar imagens médicas para auxiliar no desenvolvimento. Os BREPs possuem bastante realismo, entretanto ainda necessitam ser voxelizados para serem acoplados a códigos MC e fazer realização de avaliações dosimétricas (CABRAL, 2015; ANDRADE, 2018).

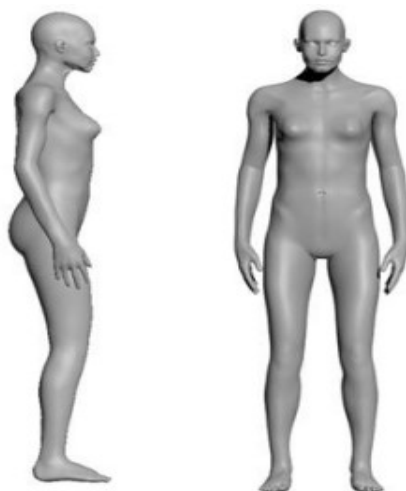
Em 2016, Santos desenvolveu o fantoma antropomórfico Sara, feminino pediátrico de 15 anos. Sua construção foi realizada no 3ds Max e visou simular computacionalmente um tratamento radioterápico crânio-espinhal. Além da construção do fantoma, avaliações dosimétricas foram realizadas utilizando dados representativos de um Linac com auxílio do *software* MC EGSnc<sup>14</sup>. O fantoma SARA é mostrado na Figura 7.

---

<sup>12</sup> Modelo matemático usado frequentemente em programas gráficos para representar curvas e superfícies.

<sup>14</sup> Pacote de dados usados na simulação do transporte de radiação em geometrias.

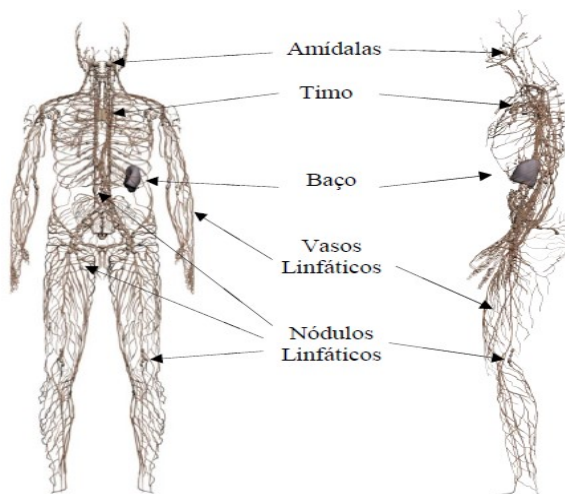
Figura 7 – Fantoma antropomórfico SARA em malha poligonal.



Fonte: SANTOS (2018).

Em 2018, Andrade construiu o fantoma de malha MARTIN, no *software* 3ds Max. Levou-se em consideração dados de uma população média. Seu foco foi desenvolver um fantoma com macro circulação e vasos linfáticos, com ênfase de uso em Modelos Computacionais de Exposição (MCEs) contendo algoritmos de fonte radioativa para avaliação de dose em pacientes pediátricos submetidos a exames de PET-CT. Ainda que sua finalidade tenha sido esta, é possível utilizá-lo em avaliações dosimétricas em diversas áreas que utilizem radiação ionizante. Um exemplo de aplicação seria na simulação de tratamento radioterápico de linfoma de Hodgkin, já que o fantoma apresenta o sistema linfático (Figura 8).

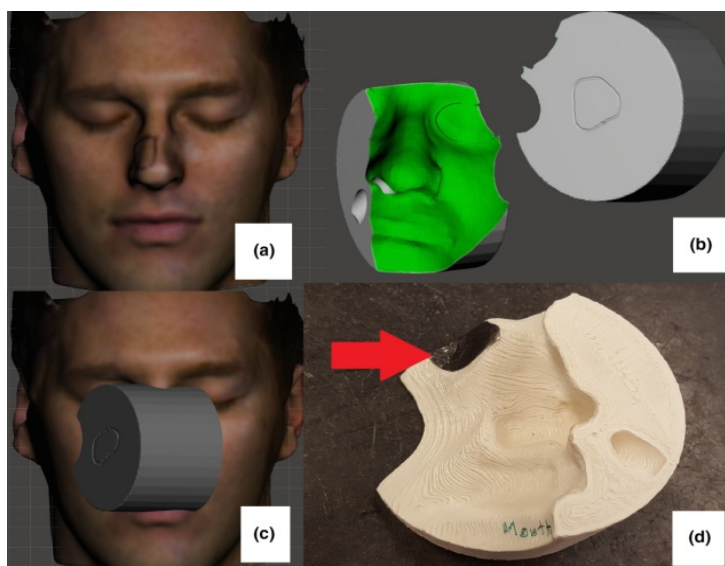
Figura 8 – Sistema circulatório linfático do fantoma MARTIN.



Fonte: ANDRADE (2018).

Sasaki e colaboradores (2019) desenvolveram bolus 3D individualizados para região do olho e joelho a partir do uso de imagens obtidas por varredura óptica e o *software* de modelagem *MeshMixer* da Autodesk, e por obtenção da geometria do bolus na TPS Eclipse da Varian, com imagens TC como referência. Os bolus foram impressos em filamento de ácido polilático (PLA - *Polylactic Acid*) ( $1,24 \text{ g/cm}^3$ ) e comparados com bolus comercial padrão com formato de folha (Figura 9). A rigidez do bolus que poderia ser um problema tornou-se um ponto positivo, pois o encaixe do bolus foi simples, rápido e livre de desconforto. A realização do encaixe também valida a obtenção do bolus no *MeshMixer* já que é um método novo. O erro médio de formato foi inferior a 0,5 mm.

Figura 9 – Bolus 3D impresso para região do olho obtido com o *software MeshMixer*. a) Varredura óptica do voluntário para o projeto do bolus do MeshMixer. b) Projeto, incluindo superfície plana no lado da entrada do feixe, túnel de respiração e recesso para proteção dos olhos. c) Geometria do tratamento. d) Bolus impresso, com proteção de chumbo no lugar (seta vermelha).



Fonte: SASAKI, et al. (2019).

A publicação de trabalhos sobre produção de objetos 3D para uso em dosimetria envolvendo RT tem contribuído para o estudo de aplicação das técnicas na rotina clínica. Seja para incluir novas ferramentas ou melhoria das já utilizadas.

## 2.4 IMPRESSÃO 3D

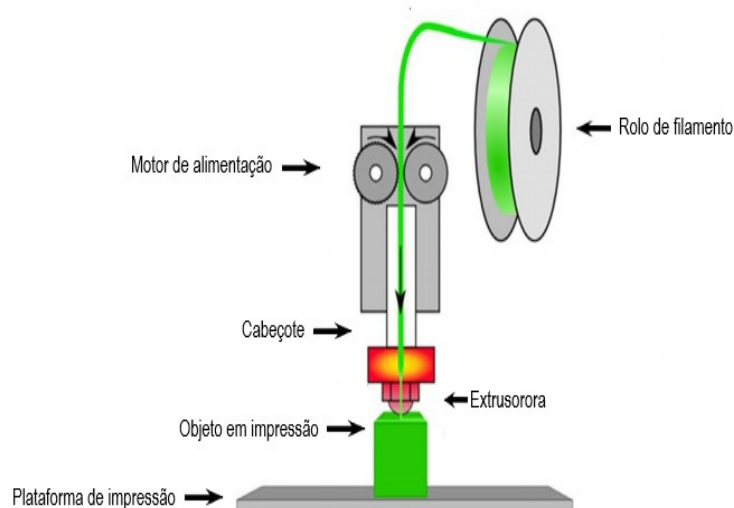
A impressão 3D ou RP tem como característica a possibilidade de obtenção de objetos físicos a partir de um modelo tridimensional gerado digitalmente

(ONISAKIH et. al, 2019). O objeto é construído por processo aditivo construtivo, em que a matéria prima vai sendo adicionada gradualmente até que a construção do objeto seja concluída, o que diverge dos processos de produção de objetos, em que o equipamento esculpe o produto final a partir de um bloco de matéria-prima, como acontece em usinagem (AGUIAR, 2016).

As impressões 3D podem ocorrer por diferentes métodos, sendo eles: fabricação por fusão por deposição de material (FDM - Fusão por Deposição de Material), estereolitografia, derretimento seletivo a laser, processamento de luz direta, sinterização seletiva a laser, fusão de feixe de elétrons, fabricação de objetos laminados, jato de tinta (Inkjet) e Polyjet (GRIFFEY, 2014). Essas técnicas permitem a utilização de diversos materiais, para adequação a diversos objetivos.

A FDM foi a tecnologia utilizada neste trabalho, tipo mais utilizado em impressão 3D (representa a maior base instalada de impressora 3D em todo o mundo). Seu funcionamento consiste no derretimento do material (disponível em filamento) que será usado para criação do objeto. O filamento é carregado na impressora e quando o bico extrusor atinge determinada temperatura, o material se funde e cria o objeto camada por camada. A espessura da camada é pré-determinada pelo usuário e influencia na qualidade da superfície das peças. Quanto menor a altura da camada, mais suavizada a superfície da peça se torna. A altura da camada comumente usada varia entre 0,05 mm e 0,4 mm (VAROTSIS, 2021). A Figura 10 mostra um esquema de impressora que utiliza o método FDM.

Figura 10 – Esquema simplificado de impressora por FDM.

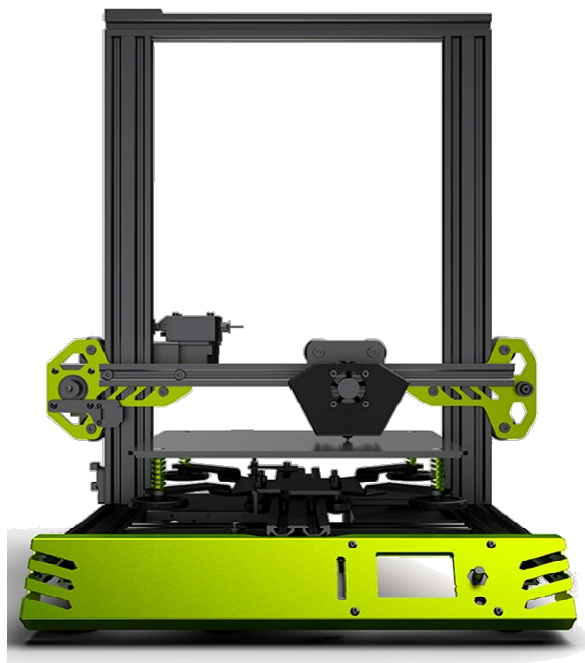


Fonte: Adaptado de KAZMI, SCHUTER e LUTZ (2020).

Em medicina a RP acontece mediante a aquisição de imagens médicas, que torna possível a captação volumétrica da anatomia por meio de equipamentos de TC e RM. O processo de segmentação dessas imagens permite isolar órgãos e tecidos de interesse. O *software 3D Slicer* possui ferramentas de segmentação que funcionam em imagens com extensão de imagens digitais usadas em medicina (DICOM - *Digital Imaging and Communications in Medicine*). Dentre os tipos de arquivos de exportação do *3D Slicer*, é possível exportar as segmentações na linguagem de triângulo (STL - *Standard Triangle Language*), que posteriormente são enviadas a um *software* que preparam arquivos para impressão.

Apesar de crescente o uso da RP em medicina, esta tecnologia ainda não faz parte da rotina diária em RT. Entretanto, resultados de estudos envolvendo a produção de bolus sólidos por impressão 3D para uso em RT, unidos a algumas propriedades físicas dos materiais usados nesta técnica apontam positivamente para futuras implementações clínicas (GONÇALVES, 2017). A Figura 11 apresenta a impressora 3D Tarantula Pro, modelo utilizado neste trabalho.

Figura 11 – Impressora 3D Tevo Tarantula Pro.



Fonte: TEVO (2019).

### 2.4.1 Aplicação de impressão 3D na produção de bolus

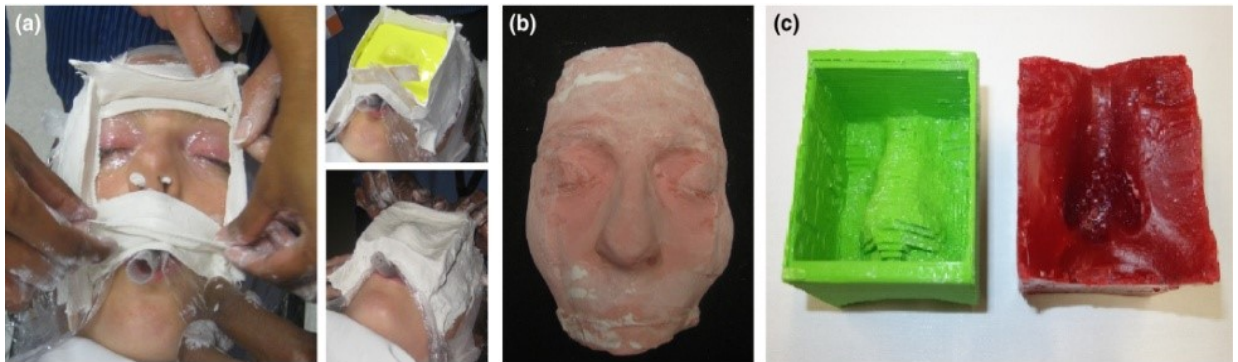
O uso da impressão 3D tem se disseminado na RT na produção de bolus 3D, pois a tecnologia das impressões 3D permite a reprodução da anatomia do corpo humano, inclusive de estruturas irregulares. Estudos já publicados mostraram a eficácia da utilização da impressão 3D na superficialização da dose no paciente em tratamentos radioterápicos. Alguns estudos desta aplicação são mostrados abaixo.

Em 2019, um estudo publicado por Li e colaboradores avaliou a viabilidade clínica, os benefícios e o fluxo de trabalho do uso de bolus impresso 3D, feito de materiais poliméricos macios equivalentes à água e personalizado para a anatomia do paciente (região do nariz), produzidos por uma impressora 3D e uso em radioterapia. Para estudo da qualidade do objeto, uma comparação do bolus 3D com bolus usados convencionalmente foi realizada. Durante o tratamento, bolus convencionais e bolus impressos 3D puderam ser usados. A dose na pele foi medida usando dois dosímetros que operacionam por dosimetria opticamente estimulada (OSLD - Optically Stimulated Luminescence Dosimetry) ( $10 \times 10 \times 1 \text{ mm}^3$ ) colados sob os bolus. Os espaços de ar foram investigados por tomografia de feixe cônico (TFC). A quantificação de ar presente entre o bolus e a pele do paciente foi obtida pelo contorno de seu volume nas imagens. A forma como os bolus 3D se adequaram em relação aos bolus convencionais (bolus-pele) foram melhoradas, com intervalo médio ( $<2 \text{ mm}$ ) e máximo (5-8 mm), reduzida em 50% - 150% em relação aos bolus convencionais com base em nas imagens obtidas por TFC. Os resultados mostraram que o bolus impresso em 3D fornece: alteração nasal mínima sem forçar o bolus a reter a conformação usando fita adesiva, esforços mínimos na configuração com apenas um movimento suave para se ajustar à superfície facial do paciente e gasto mínimo de tempo na preparação do bolus e no ajuste do bolus em relação ao paciente. As avaliações dosimétricas consideraram os bolus dosimetricamente equivalente a um bolus convencional.

Em um estudo publicado por Albantow e colaboradores (2020) foram realizadas impressões de gesso para região do nariz de 24 voluntários (para representação da anatomia). O bolus virtual planejado foi fabricado em cera e criado em impressão 3D (densidade de preenchimento de casca de 100% e 18%) para comparação. Para comparar as variações de volume e dosimetria, cada bolus construído foi examinado por TC e um plano replicando os campos do plano de

referência gerado. O tempo de fabricação do bolus e os custos de material foram analisados. Os resultados mostraram que os bolus impressos tridimensionalmente reproduziram a geometria bolus virtual com menor custo de fabricação do que o bolus de cera. Quando as peças são impressas com 100% de densidade de preenchimento, o bolus 3D proporciona dosimetricamente o plano de referência. A Figura 12 mostra o esquema da produção de bolus nesse estudo.

Figura 12 – Bolus fabricado por impressão 3D para a região nariz. (a) Criação de uma impressão de gesso. (b) impressão de gesso. (c) bolus impresso em 3D sem preenchimento (verde) e bolo de cera (vermelho). (d) Bolus 3D com preenchimento interno variado (18% e 100%).



Fonte: ALBANTOW, et al. (2020).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia deste trabalho consistiu na modelagem computacional de bolus para serem usados em RT com Linacs. Dois métodos de construção de bolus 3D foram propostos. O primeiro fez uso do *software* de modelagem 3D, 3ds Max. O segundo por sua vez fez uso do *software 3D Slicer*. Os bolus produzidos foram impressos por impressora 3D e posteriormente avaliados levando em consideração as similaridades e diferenças dos volumes e formas, assim como o encaixe para a anatomia no qual foram construídos. Essa seção está dividida em dois tópicos principais, nos quais estão relacionados os materiais utilizados e a descrição da metodologia empregada.

#### 3.1 MATERIAIS

Na fase computacional deste trabalho foi utilizado um notebook com as seguintes especificações: processador Intel(R) Core(TM) i5-7200U, CPU 2.71 GHz, sistema operacional Windows 10 64 bits e 8 GB de memória RAM. Neste foi instalado o pacote *Microsoft Office 2007* (organização de dados), o *Autodesk 3ds Max 2021* versão gratuita para estudante professores, instituições e avaliação do *software* (modelagem de bolus), o *3D Slicer* versão 4.11 (segmentação de imagens e modelagem de bolus) e *Creativity Slicer* versão 1.2.3 (estudo e preparação dos arquivos para impressão). Na modelagem dos bolus fez-se necessário o uso de imagens TC do FF AR. Para impressão dos modelos dos bolus foi utilizada a impressora Tevo Tarantula Pro do Laboratório de Simulação e Fabricação Digital (SIMUFAB) do Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (IFPE), Campus Recife e filamento de PLA na cor natural transparente. Para avaliação dos objetos impressos, um paquímetro analógico para checagem das dimensões foi utilizado. O FF AR do Laboratório de Dosimetria do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN – NE). Além disso, cola branca, tinta guache, papel sulfite, o *software Digital Image Processing* (DIP) e o *software in house AnalisadorPixelRGB* foram utilizados para avaliação do encaixe interno dos bolus no FF.

## 3.2 MÉTODOS

Para um melhor entendimento da metodologia usada neste trabalho e o funcionamento dos *softwares*, houve a necessidade de exposição de alguns dados de resultados ao longo deste tópico. Foi utilizada a versão em português do *software* 3ds Max. O *3D Slicer* não possui tradução e suas ferramentas estão citadas neste trabalho com seus nomes originais.

### 3.2.1 Definição de um simulador do corpo humano

Neste trabalho, o FF AR foi utilizado para representar a anatomia de um corpo humano. Por esse trabalho demandar a representação virtual da cabeça de um corpo humano, um conjunto de imagens TC da região da cabeça e pescoço do FF AR masculino foi utilizado. As imagens foram obtidas no Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco (HC–UFPE) e já estavam de posse do Grupo de Dosimetria Numérica (GDN) pertencente ao IFPE. O conjunto contém 475 fatias, tendo 0,625 mm de espessura cada. A aquisição foi realizada num PET–CT da GE - 16 canais e ajustado um potencial de 120 kVp, corrente elétrica de 335 mA e uma matriz de 512 x 512 pixels.

### 3.2.2 Obtenção dos bolus virtuais

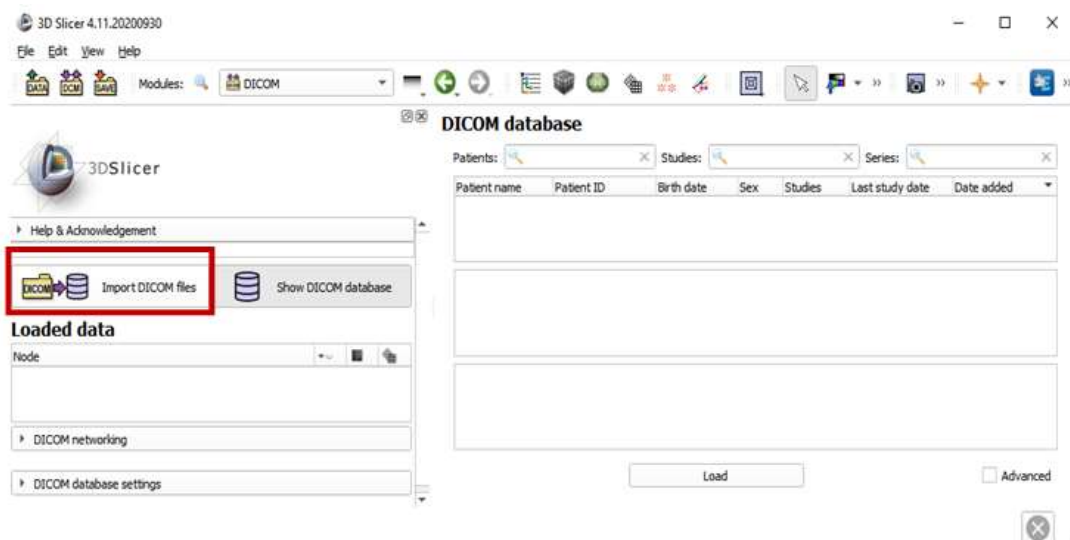
Duas metodologias para construção dos bolus virtuais foram empregadas, com base no uso de ferramentas dos *softwares* 3ds Max e *3D Slicer*, e estas estão descritas a seguir.

#### 3.2.2.1 Modelagem do bolus virtual no 3ds Max

Para modelagem do bolus no 3ds Max fez-se necessário importar uma referência 3D da anatomia do fantoma para esse ambiente de modelagem. Por as imagens obtidas em TC serem em fatias, foi necessária a obtenção do volume 3D dessas imagens. Nas TPS convencionais e *softwares* de imagens médicas, uma ferramenta para este tipo de conversão já faz parte do sistema. Sendo assim, para essa etapa, as imagens usadas neste trabalho primeiramente foram importadas no

*software 3D Slicer*, o que permitiu que estas fossem visualizadas volume de dados das imagens fosse visualizado em 3D. A Figura 13 apresenta o processo de importação dessas imagens. Posteriormente obteve-se a segmentação da superfície externa do fantoma. Essa etapa de segmentação permitiu obter a referência da superfície externa do fantoma, excluir informações volumétricas desnecessárias, como por exemplo, a mesa no qual o fantoma foi posicionado durante a obtenção das imagens e dados internos de outros órgãos, diminuindo o volume de dados a ser importado no 3ds Max.

Figura 13 – Interface gráfica do *software 3D Slicer 4.11* e ferramenta de importação de imagens DICOM.



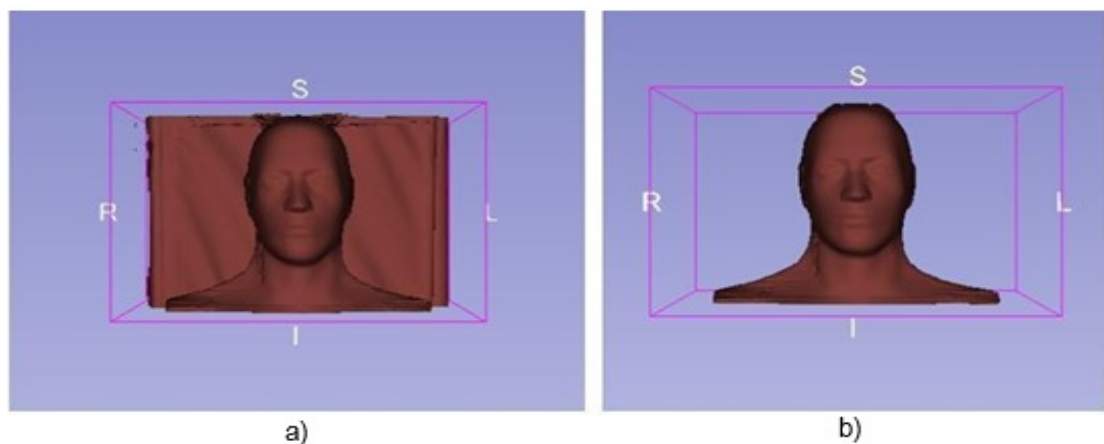
Fonte: A autora (2021).

#### 3.2.2.1.1 Segmentação da superfície externa do fantoma AR

A segmentação foi realizada por meio do módulo editor de segmentação do *3D Slicer*. Dentre as diferentes opções disponibilizadas pelo módulo, a ferramenta *Threshold* (limiar) mostrou-se a mais indicada. Esse tipo de segmentação escolhido leva em consideração o limiar de tons de cinza para transformar a imagem de entrada em uma imagem binária. O conjunto de *pixels* é dividido de acordo com o nível de cinza da área que compõe a região de interesse para a segmentação. Neste trabalho, para encontrar e definir a faixa de contemplação de cobertura de toda a superfície externa do fantoma foram considerados como referência os valores da escala de unidade *Hounsfield* (HU – *Hounsfield Units*). Sendo assim, para as

imagens citadas a faixa aplicada vai de -939,51 à -147,17. Com a segmentação realizada, foi aplicado o fator de suavização 1 (fator máximo), para que a superfície se apresentasse da forma mais suavizada possível. Um dos problemas encontrados durante a segmentação consistiu do limiar cobrir toda a superfície externa do fantoma, mas também incluir a superfície de outras estruturas (Figura 14). Para eliminá-las, fez-se necessário o uso das ferramentas *Erase* e *Scissors* do módulo editor de segmentação. A ferramenta *Scissors* foi usada no modo forma livre, no modo corte de fatias ilimitadas e quando necessário também foram limitadas as fatias que estariam inclusas no corte, já que quando não limitadas, a tesoura leva em consideração o volume por completo, podendo ocasionar corte de estruturas de interesse. Na Figura 14 é apresentada a diferença entre o volume original segmentado e o volume segmentado tratado.

Figura 14 – Segmentação da superfície externa do fantoma AR. a) Segmentação sem tratamento. b) Segmentação com tratamento.



Fonte: A autora (2021).

#### 3.2.2.1.2 Arquivo de entrada do 3ds Max

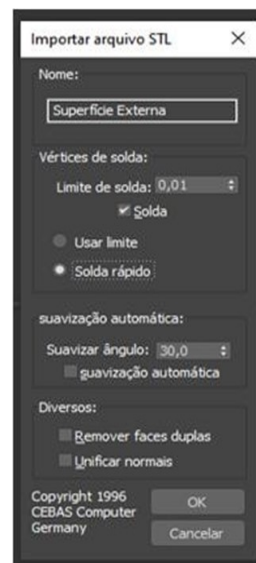
O volume de entrada do 3ds Max corresponde à representação do fantoma feita mediante a segmentação de sua superfície externa, originada no *software 3D Slicer*. Para exportar esse volume, essas informações foram transformadas em um formato de organização de dados compatível com o *software* de modelagem. Dentre a lista de compatibilidade do 3ds Max há o formato STL. Por o *3D Slicer* permitir a exportação no formato STL, esse foi o tipo de arquivo selecionado. A transformação do formato de um volume 3D DICOM para STL baseia-se na utilização de algoritmos

que permitem a transformação de cada *voxel* da imagem, de acordo com seu limite, em um conjunto de triângulos, podendo ser feita de forma automática ou manual (GERKE, et al 2019). No *software 3D Slicer*, a transformação é feita de forma automática e realizada no próprio módulo editor de segmentação - menu exportar arquivos.

### 3.2.2.1.3 Retopologia do bolus

O processo de modelagem do bolus no 3ds Max iniciou-se com a importação do arquivo STL contendo a superfície externa do fantoma. Ao importar um arquivo STL no 3ds Max, além de atribuir um nome ao objeto é necessário o estabelecimento de algumas informações de entrada. Essas informações estão divididas em três grupos e estão exibidas na Figura 15.

Figura 15 – Janela de configuração de importação de arquivos STL no 3ds Max 2021.



Fonte: A autora (2021).

O primeiro grupo corresponde ao grupo de Solda. Os vértices coincidentes no arquivo STL são soldados em um único vértice na malha do 3ds Max. O segundo corresponde ao grupo de suavização no qual aplica grupos de suavização baseados no ângulo de suavização definido pelo controle giratório de ângulo de suavização. O terceiro chamado de Diversos abrange duas funções: a de remover faces duplas, uma do par (onde houver), e a de forçar as normais de todas as faces em cada objeto para que voltem para a mesma direção. Após o estabelecimento dessas

informações, o objeto é carregado dentro do *software*. A Figura 16 apresenta o objeto importado. O usuário pode determinar a cor que representará o objeto dentro do *software* e informações como textura e localização espacial.

Figura 16 – Arquivo STL do fantoma AR importado para o 3ds Max.

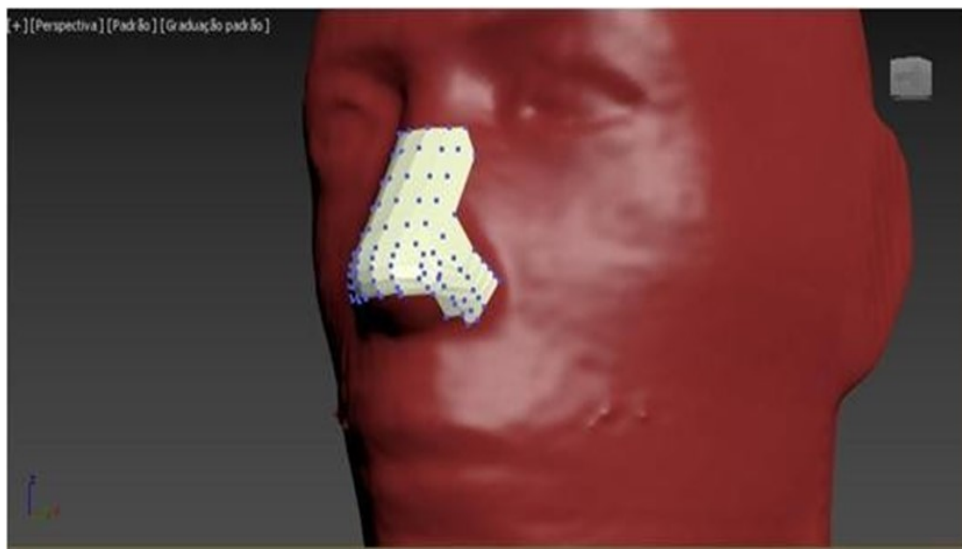


Fonte: A autora (2021).

O processo de modelagem escolhido para construção do bolus virtual foi o da retopologia. A retopologia basicamente diz respeito a sobrepor uma malha de alto polígono (complexa) em uma malha de baixo polígono, porém mantendo as informações anatômicas da malha de origem. Neste trabalho a malha de referência é a da superfície externa do FF AR, no qual representa a pele do FF AR. Já importada e carregada dentro do 3ds Max, inicialmente fez-se necessário alinhar as coordenadas do objeto, transformar o objeto importado em um polígono editável e selecionar o objeto para desenhar sobre sua superfície, por meio do menu forma livre. Para início do desenho foi necessário o estabelecimento de quatro vértices, com a finalidade de criar uma face. Após criar a primeira face sobre a superfície, utilizou-se a ferramenta estender, que permite replicar a primeira face criada, de acordo com a direção pretendida pelo usuário. A conclusão do objeto se deu pela construção de face por face, realização de soldas, quando necessárias, respeitando

os contornos do fantoma. É necessária a ausência de espaços entre o objeto de referência e o bolus virtual, para que quando o mesmo seja impresso não haja lacunas de ar entre o bolus físico e fantoma físico (Figura 17).

Figura 17 – Processo de retopologia no 3ds Max.



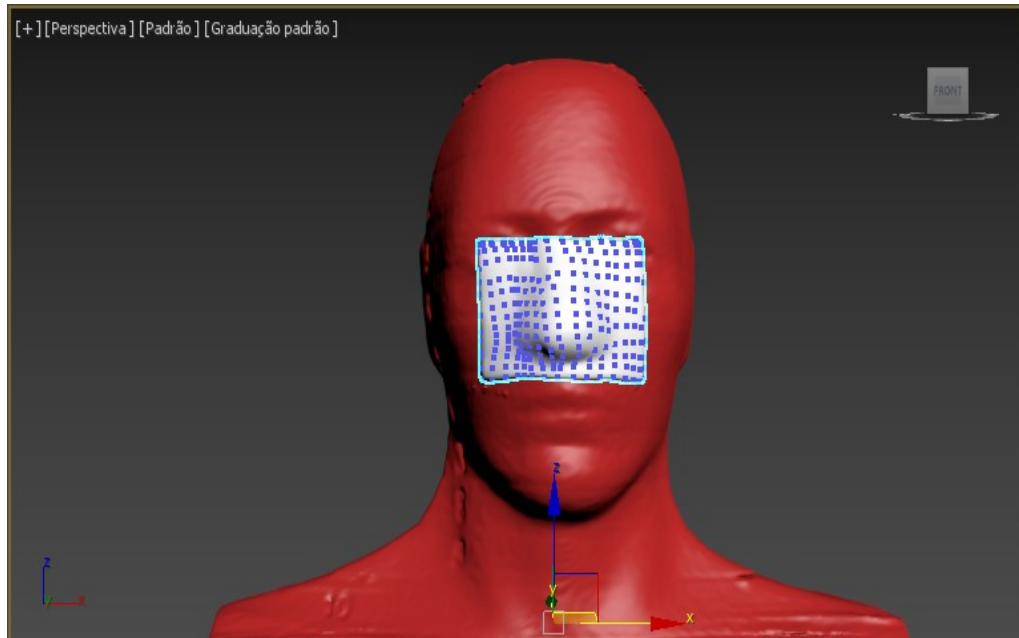
Fonte: A autora (2021).

O aumento da espessura do objeto foi possível por meio do uso do modificador concha. Ele permite a adição de espessura de forma interna ou externa de valor a ser determinado pelo usuário. Foi aplicada ao bolus a espessura externa definida previamente, equivalente a 5 mm, valor de espessura usualmente utilizado na prática clínica (MUKHERJI, 2018; HUSSAIN E MUHAMMAD, 2017). Algumas curvas são inerentes ao objeto e a impossibilidade de criação de faces poligonais curvas demanda a suavização de determinadas estruturas. Esta etapa de suavização foi adicionada às etapas de finalização do objeto. A Figura 18 apresenta a malha do bolus após o uso dos modificadores concha e suavização de malha.

Após a definição da espessura, o modelo 3D foi exportado para formato STL. Sabendo que nem todos os arquivos STL são elegíveis a impressão, o 3ds Max possui uma ferramenta de checagem de STL, que permite dentre suas tarefas, a possibilidade de checar possíveis defeitos nas malhas como aberturas, duplicação de faces, compartilhamento de faces isoladas tornando o objeto apto para ser impresso (BARROS, 2012). No 3ds Max há também a possibilidade de escolha de exportação do modelo construído sobre a superfície de forma isolada ou em

conjunto com o modelo de referência. O bolus modelado nesta etapa foi exportado de forma isolada por meio da ferramenta de exportação do 3ds Max.

Figura 18 – Uso das ferramentas concha e suavização de malha.

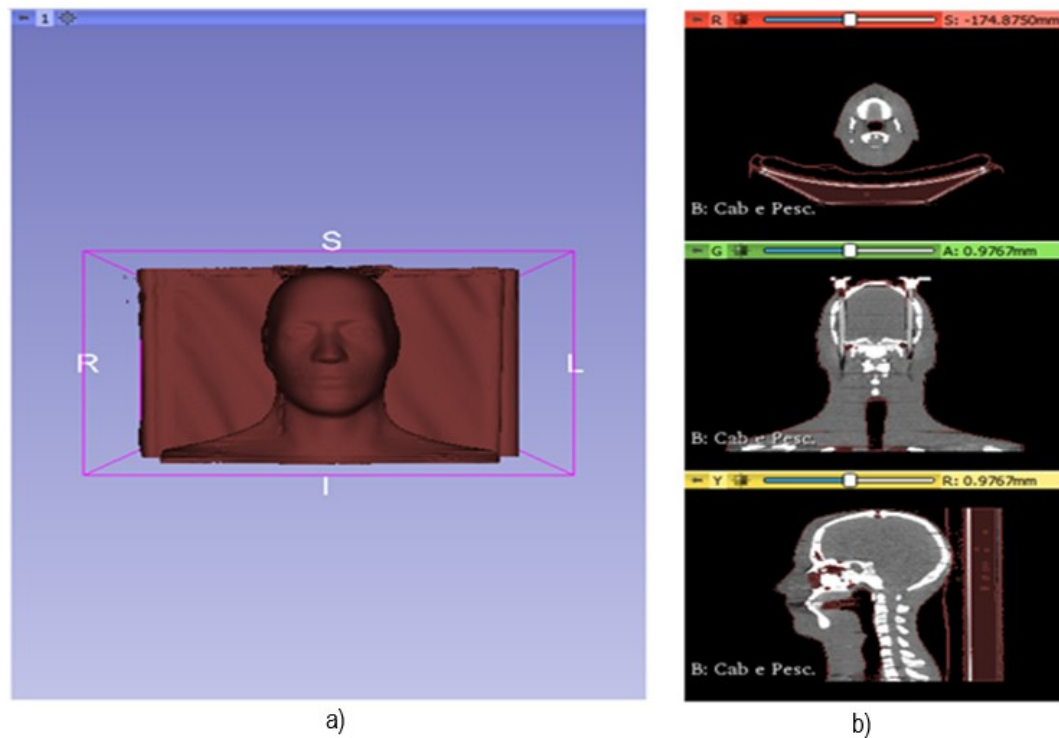


Fonte: A autora (2021).

### 3.2.2.2 Modelagem do bolus virtual no *3D Slicer*

A modelagem do bolus virtual no *3D Slicer* partiu de quatro passos principais: determinação de um volume de referência representativo do fantoma, criação do volume correspondente ao bolus, determinação da espessura e extensão da geometria e geração do arquivo STL. A determinação do volume de referência partiu da realização de uma segmentação da superfície externa do fantoma, por meio do módulo editor de segmentação, usando a ferramenta *Threshold*. O limiar da escala de HU escolhido de mínimo e máximo foi: -939,51 à -147,17. Estes limiares selecionados permitiram cobrir toda a superfície externa da cabeça e pescoço do fantoma. A Figura 19 ilustra a fase final da segmentação. A partir desse passo foi possível criar o volume do bolus.

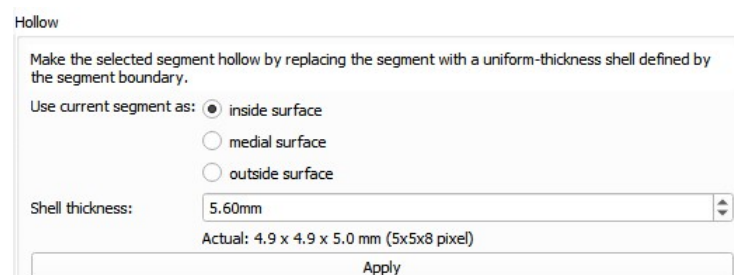
Figura 19 – Segmentação da superfície externa do fantoma AR a partir da ferramenta *Threshold*. a) Vista frontal do volume segmentado. b) Vista da segmentação nos planos axial, coronal e sagital.



Fonte: A autora (2021).

A criação do volume do bolus consistiu em usar a ferramenta *Hollow* (Figura 20) para originar uma casca externa de espessura uniforme (volume representativo do bolus), usando a superfície da segmentação como volume de referência. O software basicamente copia as informações anatômicas do volume de referência. Neste trabalho, a referência foi a pele do fantoma. Ao criar a casca (cópia da pele do fantoma), fez-se necessário determinar uma espessura. Neste trabalho, a espessura da casca corresponde a espessura do bolus, que foi de 5,0 mm. Ao criar a casca, dois volumes passaram a ocupar o ambiente do *3D Slicer*: O volume de segmentação e a casca que representa o bolus, separados por *voxels* de valor 0.

Figura 20 – Definição da espessura do bolus.

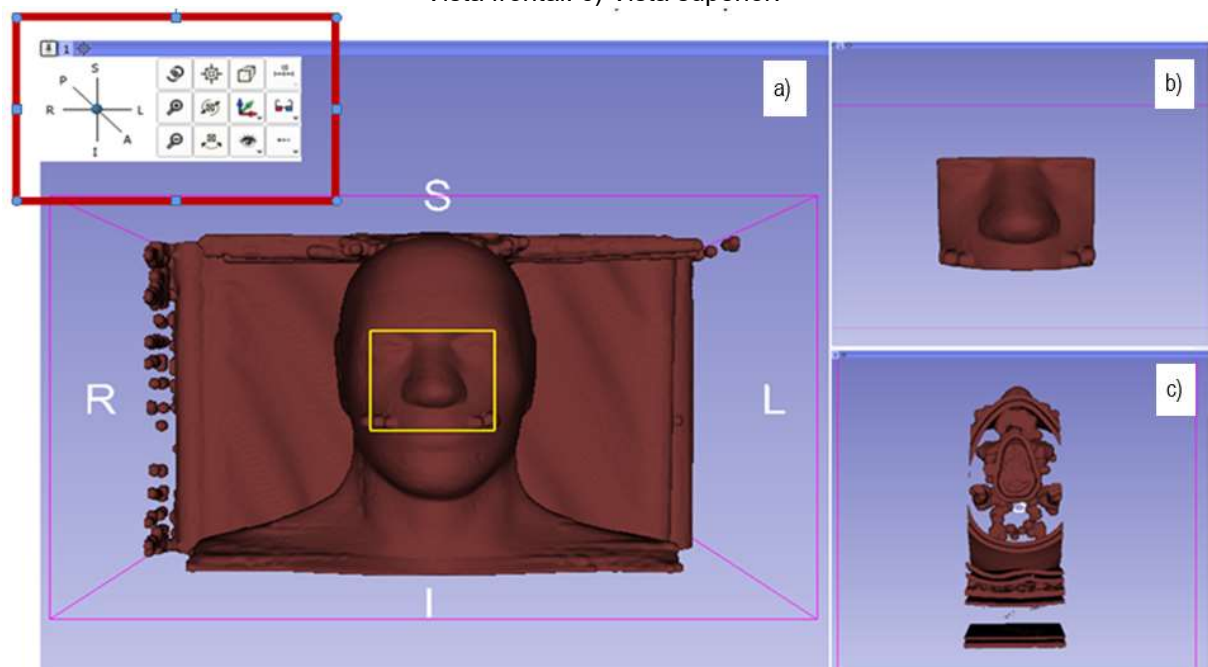


Fonte: A autora (2021).

A espessura real é limitada pela resolução do volume de entrada, tornando-se variável de acordo com o volume que é carregado no *software*. Para que o usuário tenha um controle da espessura real do volume de saída, o *software* informa ao usuário a espessura que realmente será obtida, abaixo da espessura de entrada (Figura 20). Para obter uma espessura real de 5 mm para o bolus, solicitou-se ao *software* o valor da espessura de entrada de 5,60 mm.

Determinada a espessura, a delimitação da extensão do bolus foi realizada, tendo como parâmetro a cobertura de todo o nariz, incluindo margens para o campo de irradiação. Para tanto, a ferramenta *Scissors* do módulo editor de segmentação foi usada. Um primeiro corte foi realizado com o volume do fantoma em posição frontal, com a tesoura no formato retangular, configurada para excluir os segmentos externos ao corte, como mostrado na Figura 21. O volume precisa estar livre de angulação, para que não haja irregularidade no corte. Isto pode ser sanado por meio do alinhamento no sistema de coordenadas, que faz parte do conjunto de ferramentas da janela de visualização 3D do *software* (Figura 21).

Figura 21 – Definição da área do bolus. a) Primeiro corte e sistema de coordenadas do *3D Slicer*. b) Vista frontal. c) Vista superior.

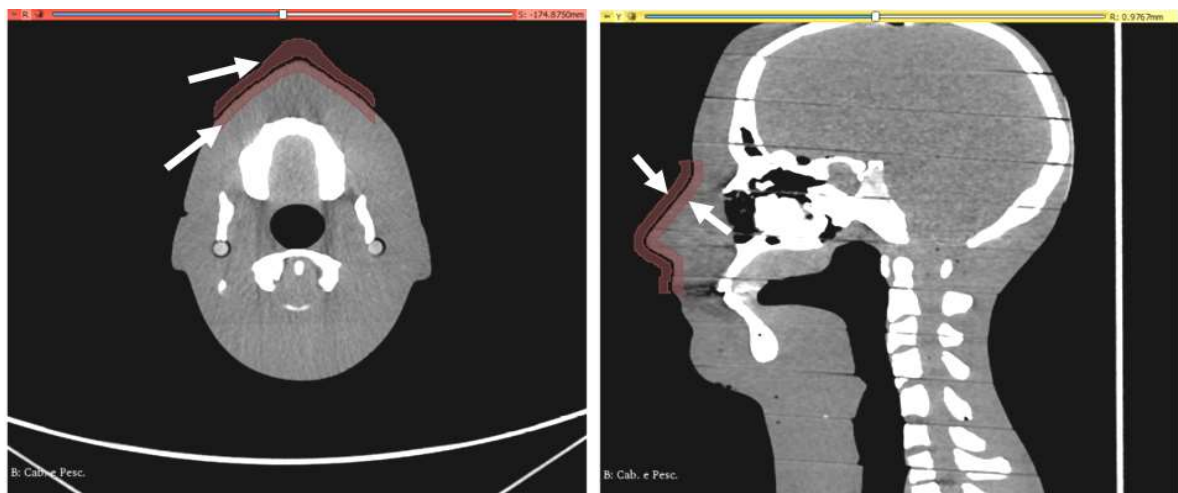


Fonte: A autora (2021).

A ferramenta *Scissors* quando configurada no formato retangular, realiza um corte em linha reta. Já que o volume do fantoma estava em posição frontal, todas as

fatias do plano coronal daquela região foram abrangidas no corte, o que introduz também segmentos que não são de interesse para o volume final do bolus, como a parte posterior da cabeça e segmentos internos inclusos dentro do limiar de segmentação. A exclusão dessas estruturas também foi feita com a ferramenta *Scissors*, entretanto neste passo configurada no modo de corte *Free-form*, com a operação para apagar dentro da seleção. A exclusão das estruturas é apresentada na Figura 22 (setas brancas ilustrando presença de dois volumes: volume de segmentação e volume correspondente ao bolus).

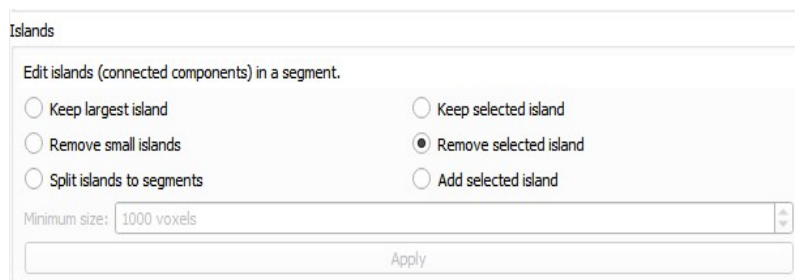
Figura 22 – Vista axial e sagital do volume de segmentação e bolus virtual após exclusão de estruturas adjacentes.



Fonte: A autora (2021)

Sabendo que a segmentação da superfície externa representa a pele do fantoma físico, apenas a casca criada que corresponde ao bolus deve ser impressa, demandando a exclusão do volume de segmentação primário. Por ambos os volumes estarem muito próximos, para não danificar a geometria do bolus, utilizou-se a ferramenta *Islands* (Figura 23) para remover o volume primário. Esta ferramenta baseia-se na criação de um único segmento para cada região, com grupos de *pixels* que estão em contato, circundados por *voxels* de valor zero, passando as regiões a serem chamadas de ilhas. Para remoção da ilha que corresponde ao volume de segmentação, utilizou-se a opção remover ilha selecionada.

Figura 23 – Uso da ferramenta *Islands* para separação e exclusão de volume, *3D Slicer* 4.11.



Fonte: A autora (2021).

A fim de tornar a superfície do bolus mais suavizada para impressão, aplicou-se o fator de suavização máximo, que neste *software* corresponde a 1. O arquivo de saída foi salvo em STL por meio do menu exportar arquivos do editor de segmentação.

### 3.2.3 Impressão dos bolus

As impressões dos bolus foram realizadas pela impressora Tevo Tarantula Pro Laboratório SIMUFAB do IFPE - Campus Recife. Para impressão, duas etapas foram necessárias: escolha do material para impressão e a preparação dos arquivos demandados pela impressora 3D.

#### 3.2.3.1 Escolha e caracterização do material para impressão

Para escolha do material utilizado neste trabalho, levou-se em consideração a impressora disponível para o desenvolvimento desta metodologia. A impressora Tevo Tarantula Pro utiliza o método FDM e tem como material compatível o PLA, PLA flexível, madeira e álcool polivinílico<sup>15</sup> (PVA - *Polyvinyl Alcohol*). Dentre esses materiais, o PLA mostrou-se o mais indicado, tendo já sido usado em diferentes trabalhos para construção de bolus 3D (BURLESON et al, 2015; PARK et al, 2016; ALBANTOW et al, 2020).

Foi utilizado filamento de PLA (1,75 mm de diâmetro) na cor natural transparente, já que para o tratamento radioterápico, a transparência facilita a visualização dos campos de irradiação incididos sobre o local de tratamento. O PLA

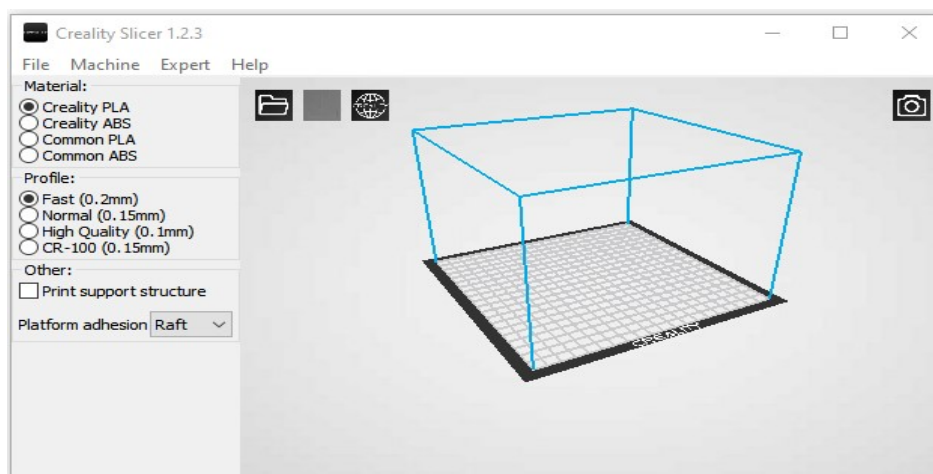
<sup>15</sup> Polímero sintético hidrossolúvel.

quando impresso apresenta-se rígido, entretanto, por se tratar de um objeto anatomicamente individualizado, a flexibilidade não é uma característica necessária. A densidade do PLA corresponde a  $1,24 \text{ g/cm}^3$ . O PLA é um material que não apresenta toxicidade, portanto, não apresenta riscos quando em contato com a pele do paciente durante a realização do tratamento. Após impresso, os objetos construídos com o PLA não perdem sua forma, sendo assim, seu encaixe na região para o qual são modelados torna-se reproduzível. As peças de PLA podem ser limpas facilmente com água e sabão neutro permitindo remover, se necessário, fluidos liberados pelo paciente. Por se tratar de um material muito comum entre os gerais disponíveis para impressão 3D, o PLA pode ser considerado acessível.

### 3.2.3.2 Preparação dos arquivos para impressão

O arquivo STL por si só não é suficiente para que ocorra a impressão. Passos precisam ser realizados previamente. Inicialmente, o arquivo precisa ser importado em um *software* de impressão 3D. Esse *software* possui a função de converter o modelo 3D importado, em dados interpretáveis pela impressora que realizará a impressão, mais precisamente o modelo é convertido em *GCode*. Em impressão 3D, o *GCode* basicamente é responsável por enviar comandos à impressora, informando-a de que forma o objeto será construído. Neste trabalho, o *software* *Creality Slicer* 1.2.3 foi utilizado para criar os arquivos *GCodes*. A Figura 24 apresenta a interface inicial do *Creality Slicer* 1.2.3.

Figura 24 – Interface inicial do *software* *Creality Slicer* 1.2.3.



Fonte: A autora (2021).

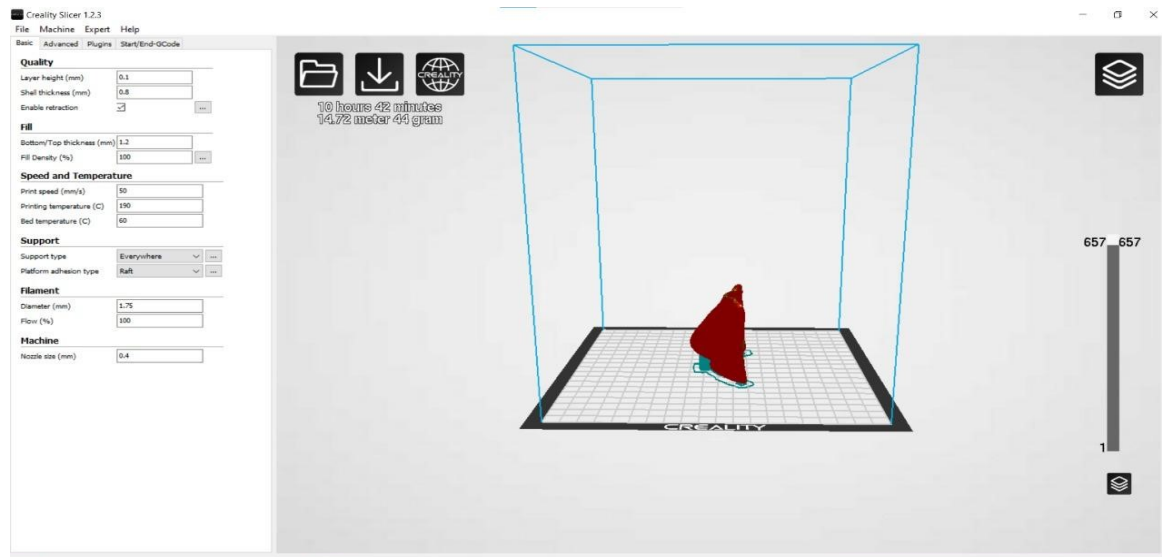
Na criação do *GCode*, o modelo de impressão é cortado em diversas fatias (de centenas a milhares, dependendo do tamanho e volume do modelo). Dados como tipo de preenchimento, velocidade de impressão, necessidade de suporte de impressão e espessura de cada camada devem ser determinados pelo usuário, que posteriormente permite o *software* estimar dados como: tempo necessário para conclusão da impressão e a quantidade de material necessária.

A configuração para geração do *Gcode* para cada bolus construído neste trabalho está expressa nos próximos tópicos. O dado invariável para este trabalho foi o tipo de preenchimento, pois por não poder conter cavidades com ar nos bolus, 100% de preenchimento da peça foi necessário.

#### 3.2.3.2.1 Geração dos arquivos *GCodes* do bolus

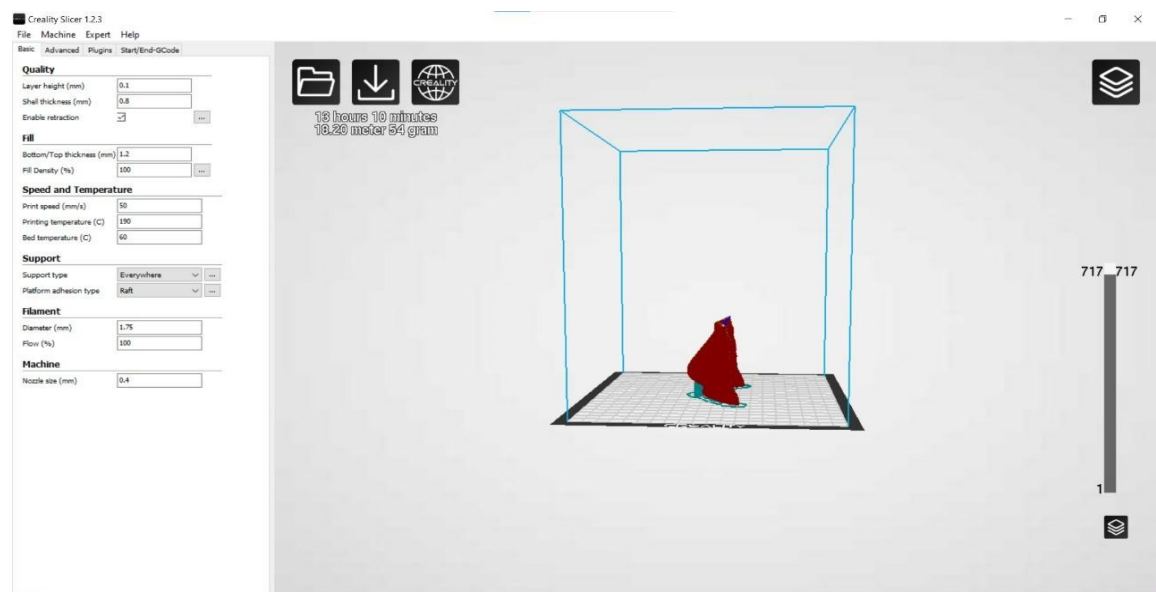
Ainda que haja a possibilidade de impressão dos dois bolus simultaneamente, pois ambos caberiam na bandeja de impressão, os bolus foram preparados e impressos individualmente para estudo de tempo e quantidade de material necessário, já que ambos possuem dimensões distintas. Os objetos virtuais foram posicionados de forma que a superfície inferior ficasse em contato com a plataforma de impressão. As peças impressas precisaram de adição de suporte. Na impressora Tevo Tarantula Pro o material usado como suporte é o mesmo usado para construção do objeto de interesse. A área em que o suporte estará localizado depende da forma geométrica desse objeto e de como ele está posicionado para ser impresso. Os suportes utilizados (Figura 25 e Figura 26) abrangeram a superfície inferior das peças cujo contato estava com a bandeja de impressão e a parte inferior do nariz. Esta etapa é bastante importante, pois a ausência de suporte em peças como essas podem causar deformações nas peças durante as impressões.

Figura 25 – Configuração de impressão do bolus 3ds Max. *Software Creality Slicer 1.2.3.*



Fonte: A autora (2021).

Figura 26 – Configuração de impressão do bolus 3D Slicer. *Software Creality Slicer 1.2.3.*



Fonte: A autora (2021).

Além de indicar o tipo de material a ser usado na impressão, outras configurações foram estabelecidas. Algumas delas são dependentes da ficha técnica disponibilizada pelo fabricante do material, que contém informações e orientações para impressão. Foi utilizada uma única configuração de impressão para os dois bolus cujas informações estão mostradas na Tabela 4. Após a geração dos arquivos *Gcodes* os mesmos foram usados para enviar os comandos para a impressora 3D de forma individual.

Tabela 4 – Configuração de impressão.

|                          |             |
|--------------------------|-------------|
| Tipo de Material         | PLA         |
| Diâmetro do filamento    | 1,75 mm     |
| Espessura da camada      | 0,8 mm      |
| Velocidade de impressão  | 50 mm/s     |
| Temperatura de impressão | 190 °C      |
| Preenchimento            | 100%        |
| Tipo de suporte          | <i>Raft</i> |
| Velocidade de retração   | 80 mm/s     |

Fonte: A autora (2021).

### 3.2.4 Remoção do material de suporte

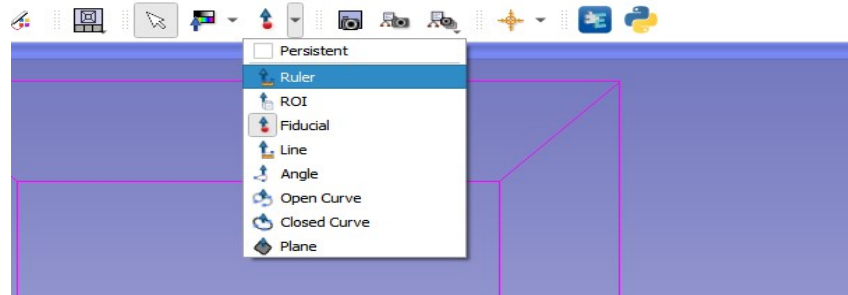
A etapa de remoção do material de suporte corresponde ao acabamento das peças impressas. A configuração de impressão dos bolus desse trabalho demandou pouco volume de material usado como suporte na estruturação dos objetos durante suas construções. Isto implica em facilidade para sua remoção. Após impressos, a remoção do suporte foi realizada por aplicação de força física para descolá-lo do objeto base. As áreas em que o suporte teve contato necessitaram de lixamento e para isso foi utilizada uma lixa constituída de pouca graduação para que as peças não fossem arranhadas, excluindo apenas a aspereza adquirida.

### 3.2.5 Verificação das dimensões dos bolus

A etapa de verificação das dimensões dos bolus teve como objetivo comparar as informações metrológicas dos arquivos dos bolus virtuais com as dos bolus físicos obtidos após a impressão, o que inclui altura, largura e espessura dos objetos. Não é possível comparar o peso dos objetos impressos com a quantidade de material prevista pelo *software* de impressão, pois nesta cotação está incluso o material de suporte, a base, dentre outros. Uma medição virtual foi realizada nos arquivos STL no *software 3D Slicer* por meio da ferramenta *Ruler* (Figura 27), para obtenção da largura, altura e espessura dos objetos 3D. Para importar um arquivo STL no *3D Slicer* é necessário acessar o menu *Data* ou o menu *Load Data*, seguida

da seleção da opção *Choose File(s) to Add*. Após carregamento do objeto é possível realizar a medição. A cada medição, o *software* salva as medidas e de acordo com a preferência do usuário é possível excluir, conferir, renomear e exportar de forma individual ou com o objeto de no qual está sendo medido.

Figura 27 – Ferramenta *Ruler* do 3D Slicer.



Fonte: A autora (2021).

A medição dos bolus físicos se sucedeu mediante a utilização de um paquímetro analógico universal. Toda extensão da peça foi medida, a fim de investigar possíveis variações de tamanho e espessura. As informações sobre o instrumento de medição estão contidas na Tabela 5. O paquímetro é exibido na Figura 28.

Tabela 5 – Informações do paquímetro analógico.

| Marca    | Série  | Capacidade | Resolução |
|----------|--------|------------|-----------|
| Starrett | 125MEA | 150 mm     | 0,02 mm   |

Fonte: A autora (2021).

Figura 28 – Paquímetro analógico.



Fonte: A autora (2021).

### 3.2.6 Verificação de encaixe dos bolus no fantoma físico

Para verificação do encaixe dos bolus impressos para o fantoma FF AR, foi utilizado o fantoma FF AR do laboratório de dosimetria do CRCN-NE. Duas abordagens foram utilizadas. A primeira abordagem (teste de encaixe anatômico) consistiu em investigar se a peça encaixaria na parte anatômica do fantoma para qual ela foi projetada, excluindo possível flutuação da peça durante o encaixe. Nesta, o fantoma foi colocado em posição supina e o bolus foi encaixado. A segunda abordagem (teste de encaixe interno) avaliou de forma quantitativa se a superfície externa do fantoma estava em contato com a superfície interna de cada bolus.

#### 3.2.6.1 Teste de encaixe interno

Para o teste do encaixe interno foram utilizadas folhas A4 de papel sulfite na cor branca, de gramatura 75 g/m<sup>2</sup>. Além destas, foi utilizada cola branca própria para uso em papéis e tinta guache na cor verde. Foi adicionada uma camada de cola sobre o papel e em seguida adicionada uma camada de tinta, quantidade suficiente para que ambos os líquidos não escorressem pelo papel. A cola forneceu liga a mistura, enquanto que a tinta proporcionou cor. A folha já preparada foi acondicionada no FF, na região do nariz, com a superfície com a tinta voltada para cima. Na sequência, os bolus impressos foram encaixados no fantoma. Para cada bolus foi utilizada uma folha de papel. Foi realizada uma análise qualitativa de modo que, quanto mais a superfície interna do bolus ficasse marcada em verde, mais contato as superfícies teriam tido, indicando conseqüentemente a qualidade do encaixe das peças. Para a análise qualitativa foi utilizado o *software* DIP e o *software* AnalisadorPixelRGB<sup>16</sup>.

##### 3.2.6.1.1 Avaliação qualitativa das imagens obtidas no teste de encaixe interno

Após o teste de encaixe interno foram obtidas fotografias da face interna dos bolus para averiguar as áreas que entraram em contato com o FF AR. Essas imagens foram analisadas de forma quantitativa, por meio do *software in house*

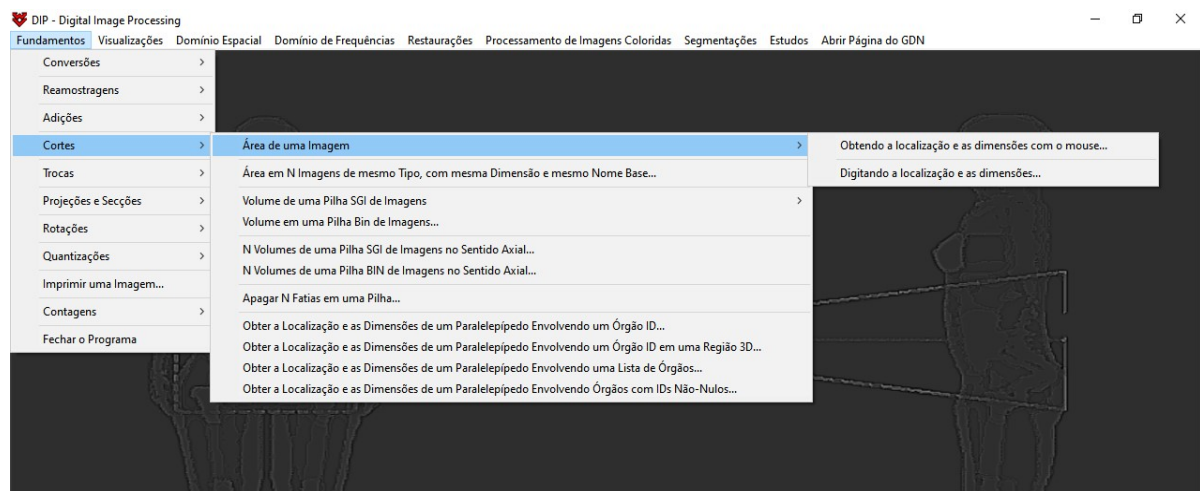
---

<sup>16</sup> *Software in house* desenvolvido pelo Grupo de Dosimetria Numérica pertencente ao IFPE, disponível em: < <http://dosimetrianumerica.org/producoes-cientificas/software/>>.

AnalizadorPixelRGB. O AnalizadorPixelRGB permite a segmentação de imagens coloridas e a quantificação de *pixels* coloridos das imagens.

As imagens adquiridas (.jpg) no teste de encaixe interno possuem: a área que corresponde ao fundo das imagens (ambiente no qual os bolus foram posicionados para a fotografia e que não dizem respeito aos bolus), a área do bolus que entrou em contato com o fantoma (cor verde) e as áreas que não apresentaram contato com o fantoma (ausência da cor verde). Para analisar a área de não contato, foi retirada uma amostra de mesmo tamanho e localização de cada imagem (tamanho: 489 x 287 *pixels*, localização: x: 48, y: 73), mediante corte no DIP, com a finalidade de excluir o fundo dessas imagens. A primeira imagem foi cortada por meio da ferramenta de corte, na opção de selecionar a área com o mouse. Para que a mesma dimensão fosse aplicada a segunda imagem, foram utilizadas no DIP as informações da primeira, porém desta vez, na opção de cortar a área de uma imagem digitando a localização e as dimensões. A Figura 29 exhibe a ferramenta corte do DIP.

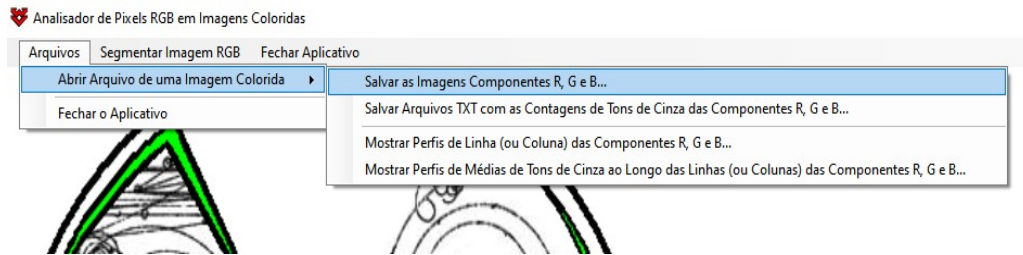
**Figura 29:** Ferramenta de corte do *software* DIP.



Fonte: A autora (2021).

Uma segmentação foi realizada nas amostras das imagens por meio do AnalizadorPixelRGB, para posterior contagem dos *pixels* de cor verde. Com as imagens segmentadas, foram separados os componentes R, G e B por meio da ferramenta “Salvar as imagens componentes R, G e B” do AnalizadorPixelRGB (Figura 30).

**Figura 30:** Ferramenta de segmentação do *software* AnalisadorPixelRGB.



Fonte: A autora (2021).

Com a imagem componente G foi possível gerar um arquivo .txt, no qual relaciona as contagens de tons de cinza do componente. O arquivo .txt contém três colunas. Os valores da primeira coluna correspondem aos tons de cinza, a segunda corresponde a contagem de *pixels* para cada tom e a terceira a contagem relativa. Os valores dos arquivos .txt foram adicionados a planilhas do Excel. A primeira linha das colunas foi excluída (correspondente ao tom 0), assim como a coluna correspondente a contagem relativa e então foram obtidas as somas ponderadas para os valores de cada uma das imagens. A razão entre os valores da imagem do 3ds Max e do *3D Slicer* puderam mostrar a diferença entre a quantidade de áreas verdes presentes nas amostras.

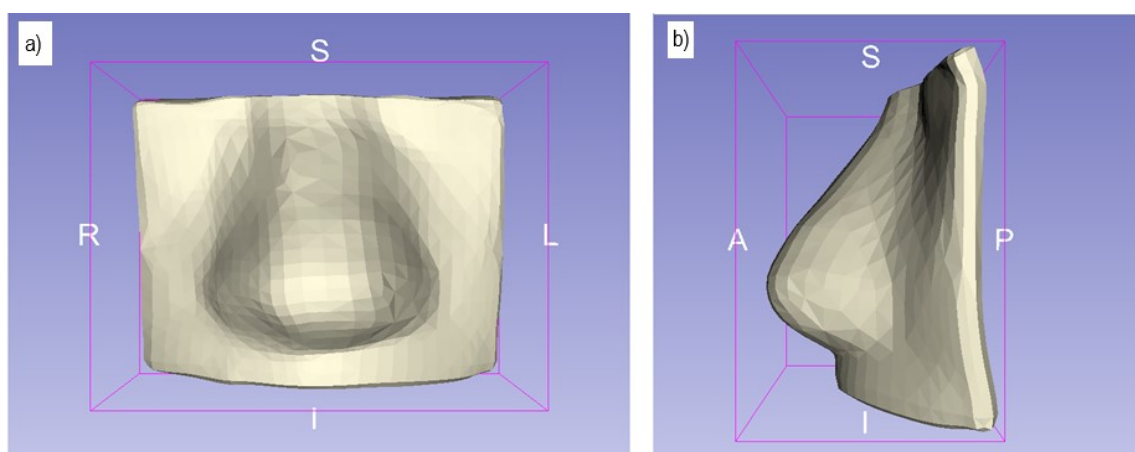
## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Dois métodos de obtenção de bolus 3D foram desenvolvidos neste trabalho. O primeiro construiu o objeto mediante MP, no *software* 3ds Max. O segundo foi obtido por segmentação da superfície externa do FF AR e corte da região de interesse, usando o *software* 3D Slicer. As imagens nessa seção são originadas de capturas realizadas no *software* 3D Slicer e por obtenção de fotografias.

### 4.1 BOLUS VIRTUAIS

Os bolus virtuais foram obtidos de forma satisfatória, entretanto alguns pontos devem ser levados em consideração. A modelagem do bolus no 3ds Max levou cerca de um dia para sua conclusão, visto que, ainda que se trate de uma retopologia, as curvas inerentes ao nariz demandam cuidado durante a sua replicação, para que se obtenha uma cópia exata de sua anatomia. Além disso, o 3ds Max é um *software* comercial que adicionaria um custo pela sua licença ao serviço de saúde no qual o setor de RT está instalado. A Figura 31 exibe o modelo 3D do bolus obtido no *software* de modelagem.

Figura 31 – Visualização do arquivo STL do bolus virtual obtido no 3ds Max. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil.

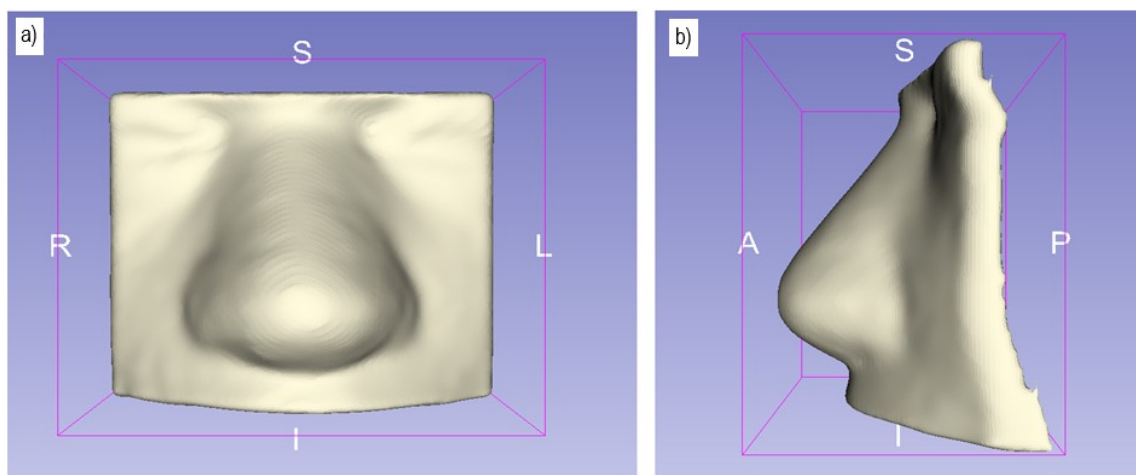


Fonte: A autora (2021).

O modo de obtenção do bolus no *3D Slicer* mostrou-se mais rápido, podendo bolus deste tipo serem obtidos em poucos minutos. Quanto mais conhecimento sobre as ferramentas de segmentação, mais rápido será o processo, já que o

usuário terá capacidade de assimilar a aplicação das diversas ferramentas existentes para cada caso. O *3D Slicer* é um *software* livre, de código aberto, porém possui a desvantagem de ser destinado apenas para fins de pesquisa, não sendo ainda aplicada à rotina médica. A Figura 32 mostra o bolus construído no *3D Slicer*.

Figura 32 – Visualização do arquivo STL do bolus virtual obtido no *3D Slicer*. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil.



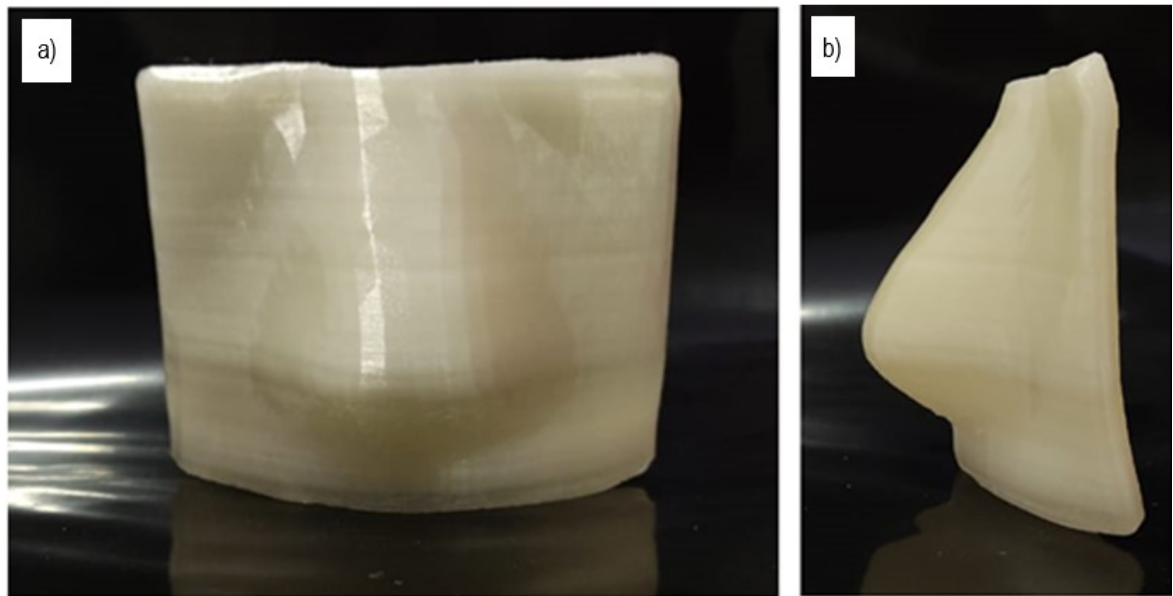
Fonte: A autora (2021).

Os arquivos dos bolus virtuais obtidos poderão ser acomodados a MCEs e usado em futuras avaliações dosimétricas computacionais para investigar a funcionalidade dos bolus, influência de espaços de ar entre os bolus e a superfície do paciente e doses recebidas por pacientes submetidos a diversos tratamentos radioterápicos que necessitem da superficialização de  $Z_{\max}$ .

## 4.2 BOLUS IMPRESSOS

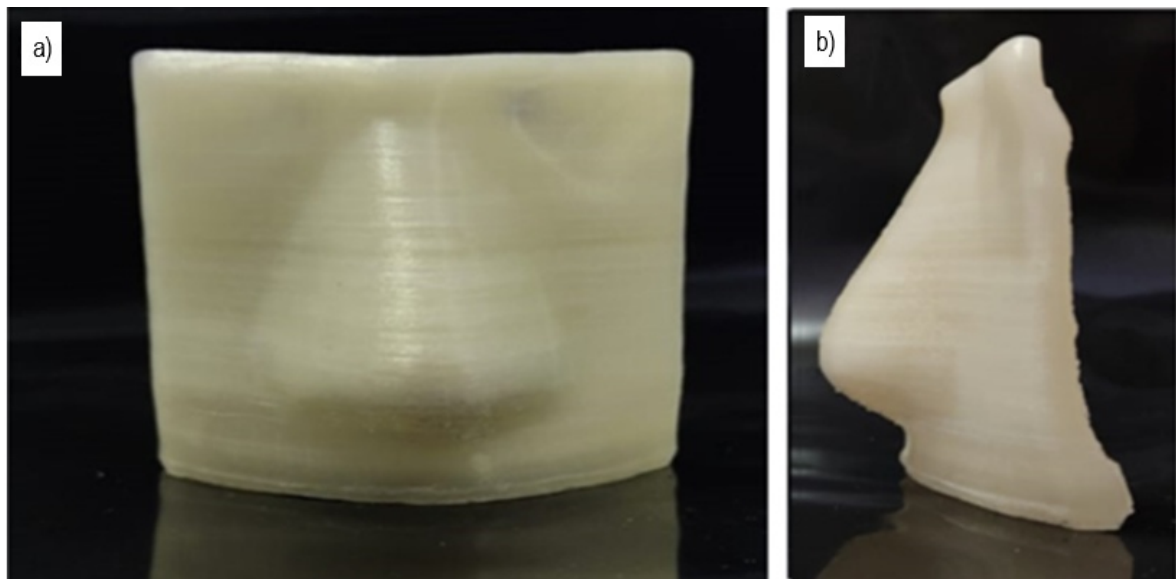
Após a preparação dos *Gcodes*, os bolus foram impressos pela impressora Tevo Tarantura Pro. Apesar da cor do filamento ter sido natural transparente, as peças não ficaram 100% transparentes e sim translúcidas, mas isso se explica devido a espessura das peças, que foi de 5 mm. Por o bolus possuir a mesma anatomia da região para qual foi projetado, isso implica que posicionar os campos de irradiação para aquela região levando em consideração os bolus como referência, equivale ao posicionamento diretamente no paciente. Os bolus impressos com o material de suporte removido são exibidos nas Figuras 33 e Figura 34.

Figura 33 – Bolus físico obtido no 3ds Max. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil.



Fonte: A autora (2021).

Figura 34 – Bolus físico obtido no 3D Slicer. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil.



Fonte: A autora (2021).

#### 4.2.1 Encaixe dos bolus impressos

##### 4.2.1.1 Teste de encaixe anatômico

Assim como relatado no estudo realizado por SASAKI e colaboradores (2019), os bolus impressos se encaixaram no FF AR de forma simples e rápida, o

que implica que os arquivos virtuais acompanharam as dimensões do fantoma FF AR e que a rigidez do bolus 3D impresso não é um ponto negativo. As Figuras 35 e 36 apresentam os bolus do 3ds Max e do *3D Slicer* encaixados nos FF AR, nas vistas anteroposterior, perfil, superoinferior e inferosuperior.

Figura 35 – Visualização externa do encaixe do bolus 3ds Max no fantoma físico AR. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil. c) Vista superoinferior. d) Vista Inferosuperior.



Fonte: A autora (2021).

Figura 36 – Visualização externa do encaixe do bolus *3D Slicer* no fantoma físico AR. a) Vista anteroposterior. b) Vista em perfil. c) Vista superoinferior. d) Vista inferosuperior.



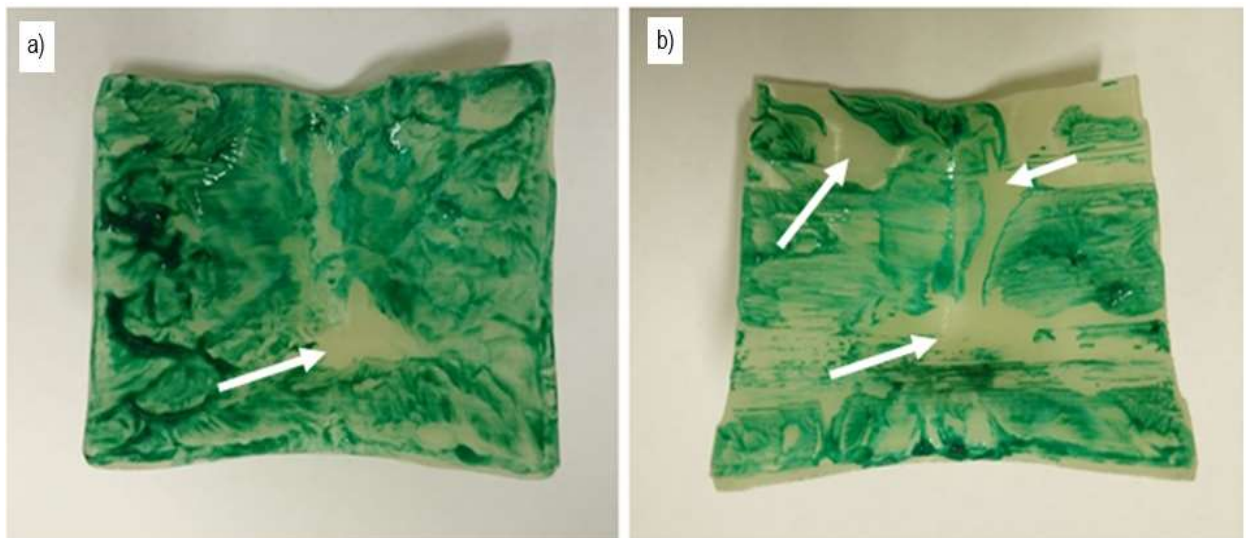
Fonte: A autora (2021).

#### 4.2.1.2 Teste de encaixe interno

A investigação do encaixe interno para averiguar possíveis espaços de não contato, que consequentemente se transformariam em espaços de ar durante o tratamento radioterápico foi realizada para ambos os bolus produzidos nesse

trabalho. A Figura 37 apresenta as marcações das superfícies internas dos bolus. A marcação em verde sinaliza contato entre a folha de sulfite (superfície externa do fantoma FF AR) e a superfície interna dos bolus. Algumas áreas dos bolus, ainda que pequenas, não apresentaram a cor verde, o que implica que não teve contato com a superfície externa do FF AR. Essas áreas estão sinalizadas por setas brancas na Figura 37.

Figura 37 – Resultado do teste de encaixe interno. a) Bolus 3ds Max. b) Bolus 3D Slicer.



Fonte: A autora (2021).

As áreas com ausência de cor indicadas pelas setas brancas da Figura 37 foram investigadas por contagem dos *pixels* das imagens coloridas. Na análise qualitativa, o bolus produzido no *software* 3ds Max apresentou uma maior área de contato, em comparação com o bolus produzido no *software* 3D Slicer. A soma ponderada dos *pixels* correspondentes a cor verde na imagem do bolus do 3ds Max foi de 8273826 *pixels*, já a do 3D Slicer foi de 4993933 *pixels*. A razão entre o bolus do 3ds Max e o bolus do 3D Slicer é de 1,6569 *pixels*, tendo a imagem do bolus do 3ds Max uma maior quantidade de *pixels* relacionados a cor verde. Analisando apenas o resultado numérico, um dos *softwares* apresenta uma eficácia de ajuste significativamente superior ao outro. Mas é preciso analisar diversas outras variáveis que podem influenciar neste teste de encaixe interno e o usuário que for realizar este tipo de modelagem precisa estar atento, pois presença de ar em irradiações reais são indesejáveis.

No estudo relatado por Khan e colaboradores (2013), para campos de 5 x 5

cm<sup>2</sup>, foram encontradas diferenças significativas entre a dose planejada e a dose entregue, quando presentes espaços de ar a partir de 5 mm. O teste de encaixe anatômico mostrou que os bolus encaixaram no FF AR e ao analisar as imagens obtidas no teste de encaixe interno, é possível visualizar que uma grande área nos dois bolus entrou em contato com o FF. Implica dizer que dificilmente houve um espaço entre o bolus e o fantoma, que ocasionaria uma lacuna de ar de 5 mm. Mediante estudo realizado em 2018, Shaw recomenda que se haja um cuidado para reduzir os espaços de ar entre o bolus e a superfície do paciente para menos que 1 cm, principalmente em tratamentos com energias menores, para que qualidade do tratamento não seja comprometida. Sendo assim, as áreas de não contato neste trabalho podem ser possivelmente desprezíveis. Uma melhor alternativa para verificação do encaixe interno dos bolus produzidos no 3ds Max e no *3D Slicer*, bem como a quantidade de ar presente, seria a obtenção de imagens TC com os bolus encaixados no fantoma. A capacidade de reconstrução de imagens TC em diferentes planos permitiria investigar a presença de espaços nos segmentos dos conjuntos bolus-fantoma, de forma visual e por avaliação com base na escala de HU.

#### 4.2.2 Avaliação das dimensões dos bolus

As dimensões dos bolus virtuais e físicos foram obtidas. O resultado comparativo está apresentado na Tabela 6. Esse parâmetro indica a segurança entre os dados de entrada, que são os virtuais, com os obtidos pela impressora 3D. Por os bolus não terem a mesma largura ao longo de toda peça a de maior valor foi considerada.

Tabela 6 – Resultado comparativo entre os bolus virtuais e os bolus físicos.

| <b>Dimensões</b> | <b>3ds Max</b> |               | <b>3D Slicer</b> |               |
|------------------|----------------|---------------|------------------|---------------|
|                  | <b>Virtual</b> | <b>Físico</b> | <b>Virtual</b>   | <b>Físico</b> |
| Espessura (mm)   | 5              | 5             | 5 mm             | 4,9-5 mm      |
| Altura (mm)      | 65             | 65            | 70               | 70            |
| Largura (mm)     | 82             | 82            | 87               | 87            |

Fonte: A autora (2021).

No bolus físico obtido por meio do *3D Slicer*, observou-se que a espessura que predominou foi 5 mm, entretanto na região dos olhos, algumas áreas

apresentaram 4,9 mm. A espessura dos bolus virtuais foi aplicada de forma uniforme, o que sinaliza que essa diferença está ligada a precisão de impressão da impressora 3D usada neste trabalho. Uma melhor avaliação da incerteza ao longo de toda peça poderá ser realizada por meio da obtenção de imagens TC, já que é importante que o valor da espessura determinado no planejamento radioterápico seja obedecido. A depender do resultado, outra impressora ou configuração de impressão deverá ser estudada e recomendada para impressão de bolus.

#### **4.2.3 Avaliação de tempo e gasto de material para produção**

A modelagem do bolus no 3ds Max mostrou-se demorada, pois faz-se necessário o alinhamento de faces por face na construção do objeto, respeitando a anatomia da área de interesse para modelagem. Modelar o bolus para área do nariz do fantoma, de tamanho 65 mm x 5 mm x 82 mm levou aproximadamente 1 dia, porém vale salientar que a demanda de tempo para conclusão do objeto varia de acordo com a experiência do usuário que manipula o *software*. A impressão do bolus do 3ds Max levou 10 horas e 42 minutos e requereu 44 g de PLA (14,72 m de filamento). Para construção do bolus no *3D Slicer* é possível obter o produto final para impressão em cerca de 30 minutos usando a ferramenta de segmentação *Threshold*, o que é variável de acordo com a área a ser segmentada. Para impressão do bolus com 70 mm x 5 mm x 87 mm foram necessárias 13 horas e 10 minutos e 54 g de PLA (18,20 m de filamento).

O gasto de material e o tempo para impressão são proporcionais à dimensão dos objetos. A avaliação de determinada metodologia para implantação de impressão 3D na prática clínica, leva em consideração não só o tempo de obtenção do modelo 3D, mas também o tempo e a quantidade de material necessária para impressão. As impressões aqui relatadas levou um alto tempo de impressão, inviabilizando a impressão de mais de 3 peças por dia, considerando as mesmas dimensões aqui mostradas. Para regiões maiores o tempo seria ainda maior, o que demandaria mais de uma impressora no setor, além dos materiais anexos para seu funcionamento e funcionários para sua manipulação (quando os profissionais já envolvidos na equipe não puderem assumir essa função). À medida que a aplicação das impressões 3D se expande, aumenta-se a quantidade de empresas especializadas em impressão 3D. A depender da demanda do setor, a terceirização

das impressões pode ser uma boa alternativa. Três empresas que oferecem serviço de impressão foram contatadas e essas informaram que a cobrança para impressão de um objeto 3D leva em consideração o tempo para impressão e quantidade de material necessária. A cotação está apresentada no Apêndice A.

## 5 CONCLUSÃO

Neste trabalho foram desenvolvidas duas metodologias para obtenção de bolus 3D virtuais e físicos, individualizados, sem uso de TPS durante o processo. Na obtenção dos bolus virtuais a primeira metodologia fez uso do *software* de modelagem 3ds Max. A segunda utilizou o *software 3D Slicer* com ênfase em ferramentas de segmentação de imagens médicas. Ambos os bolus foram impressos por impressora 3D. Os bolus virtuais e físicos quando comparados mostraram concordância no diz respeito as suas dimensões.

Avaliando tempo, a metodologia para obtenção do bolus virtual pelo *3D Slicer* apresentou mais vantagem. No 3ds Max, além do demorado processo de alinhamento das faces durante a criação da malha, há a necessidade de segmentação prévia da pele do paciente nas imagens médicas, em outro *software*, para se ter o objeto de referência. Entretanto, ainda que o tempo seja um importante fator em tratamentos radioterápicos, a importância da eliminação de espaços entre o bolus e a pele do paciente torna neste trabalho a metodologia de construção de bolus pelo 3ds Max a mais indicada. No teste de verificação do encaixe interno dos bolus impressos, o do 3ds Max indicou uma maior área de contato entre o bolus – fantoma. Uma melhor investigação de encaixe interno poderá ser realizada por obtenção de imagens TC.

Embora o filamento usado na impressão tenha sido de cor natural transparente, os bolus impressos não mostraram transparência e sim translucência, devido à espessura utilizada no objeto. Para obtenção de transparência, outras impressoras e materiais poderão ser estudados. Para a impressora Tevo Tarantula Pro, o tempo de impressão dos objetos foi longo. A investigação do tempo de impressão por outras impressoras poderá ser realizada, assim como estudo da configuração de impressão. A depender da demanda do setor de RT, uma impressora poderá não ser o suficiente. Uma alternativa para implantação do uso de bolus 3D na prática clínica seria a de construção de um ambiente com mais de uma impressora ou a terceirização de impressão das peças por empresas especializadas em impressão 3D, pois estas geralmente trabalham com diferentes impressoras simultaneamente. Os serviços de saúde que implantarem impressão 3D poderão fazer uso dos equipamentos para outras aplicações, pois a impressão 3D possui várias aplicabilidades na medicina, tendo como exemplo a produção de próteses.

O teste de encaixe dos bolus no fantoma, bem como a checagem das dimensões dos objetos validou a metodologia. Os bolus virtuais poderão ser usados para compor um MCE, enquanto que os bolus físicos poderão ser usados em dosimetria com o FF AR e um Linac.

## 6 PERSPECTIVAS

- Produzir um conjunto de amostras de bolus para analisar quantitativamente o teste de encaixe interno, quando usados os *softwares* 3ds Max e *3D Slicer*.
- Obtenção de imagens tomográficas do conjunto bolus-fantoma para análise de encaixe dos bolus físicos;
- Desenvolvimento de um estudo para investigação da distribuição de dose na região de presença dos bolus. Usar um Linac médico e o FF AR para simulação de um tratamento radioterápico;
- Uso dos bolus virtuais produzidos neste trabalho para compor um MCE para avaliações dosimétricas computacionais simulatórias de um tratamento radioterápico;
- Produzir estes tipos de modelos para outras regiões do corpo humano.

## REFERÊNCIAS

ADAMSON, J. D., COONEY, T., DEMEHRI, F., STALNECKER, A., GEORGAS, D., YIN, F-F and KIRKPATRICK, J. Characterization of Water-Clear Polymeric Gels for Use as Radiotherapy Bolus, **Technology in Cancer Research & Treatment**, v. 16(6) 923–929, 2017.

AGUIAR, L. C. D. **Um Processo Para Utilizar A Tecnologia de Impressão 3D na Construção de Instrumentos Didáticos para o Ensino de Ciências**. Dissertação de Mestrado, Bauru: UNESP, 2016, 226 p.

AKBAS, U.; KESEN, N. D.; KOKSAL, C.; BILGE, H. Surface and Buildup Region Dose Measurements with Markus Parallel-Plate Ionization Chamber, GafChromic EBT3 Film, and MOSFET Detector for High-Energy Photon Beams, **Advances in High Energy Physics**, vol. 2016, ID 8361028, 2016.

ALBANTOW, C.; HARGRAVE, C.; BROWN, A. HALSALL, C. Comparison of 3D Printed Nose Bolus to Traditional Wax Bolus for Cost-Effectiveness, Volumetric Accuracy and Dosimetric Effect. **J Med Radiat Sci**. 2020 Mar;67(1):54-63. doi: 10.1002/jmrs.378. Epub 2020 Feb 3. PMID: 32011102; PMCID: PMC7063257.

ALFRED, L.; LEAVER, D. Treatment Delivery Equipment. In WASHINGTON, C. M.; LEAVER, D. (Ed). **Principles and Practice of Radiation Therapy**, Elsevier Mosby, USA, 2016.

ANDRADE, P. H. A. **Construção e Voxelização de um Fantoma Mesh Masculino Adulto com Macro Circulação e Vasos Linfáticos**. Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2018.

ANNEMIEKE, P. **Absorbed Dose in the Build-up Region in Modern Megavoltage Photon Radiotherapy**. Thesis (Medical Sciences), Faculty of Medicine and Health Sciences, Belgium, 2016. 201 f.

AUTODESK. 3ds Max. Disponível em: < <https://www.autodesk.com.br/products/3ds-max/overview>>. Acesso em 01 Jul. 2021.

BARROS, G. X. S. **Modelagem Digital Tridimensional para o Desenvolvimento de prototipagem rápida: Um Enfoque Sobre a Modelagem Orgânica**, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Artes e Comunicação, 2012.

BENOIT, J.; PRUITT, A. F.; THRALL, D. E. Effect of Wetness Level on the Suitability of Wet Gauze as a Substitute for Superflab as a Bolus Material for Use With 6 mv photons, **Vet. Radiol, Ultrasound**, 50(5):555–9; 2009.

BLENDER. Blender. Disponível em: <https://www.blender.org/download/>. Acesso em 15 Fev. 2021.

BOMAN, E.; OJALA, J.; ROSSI, M.; KAPANEN, M. Monte Carlo Investigation on the Effect of Air Gap Under Bolus in Post-Mastectomy Radiotherapy, ***Physica Medica***, v 55, p 82-87, 2018.

BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada**, Mosby Elsevier, 8ª edição, 2015.

BURLESON, S.; BAKER, J.; HSIA, T.A.; XU, Z. Use of 3D Printers to Create a Patient-Specific 3D Bolus for External Beam Therapy, ***Journal of Applied Clinical Medical Physics***, v 16, n 3, 2015.

CABRAL, M. O. M. **Desenvolvimento de Um Modelo Computacional de Exposição para Uso em Avaliações Dosimétricas em Gestantes**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2015, 94 p.

CANCINO, J. L. B. **Modelamento de um Acelerador Linear Varian 600 C/D para Estudo Dosimétrico Usando Método de Monte Carlo**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Minas Gerais. Departamento de Engenharia Nuclear. Belo Horizonte, 2016.

CANTERS, R. A.; LIPS, I. M.; WENDLING, M.; KUSTERS, M.; Van ZEELAND, M.; GERRITSEN, R. M.; POORTMANS, P.; VERHOEF, C. G. Clinical Implementation of 3D Printing in the Construction of Patient Specific Bolus for Electron Beam Radiotherapy for Non-Melanoma Skin Cancer. ***Radiotherapy and Oncology***, 2016.

CHANG, F.; CHANG, P.; BENSON, K.; XIA, C. (1992). Study of Elasto-gel pads Used as Surface Bolus Material in High Energy Photon and Electron Therapy. ***International Journal of Radiation Oncology Biology Physics***, 22, 191-193.

EATMON, S. Cancer: An Overview. In WASHINGTON, C. M.; LEAVER, D. (Ed). **Principles and Practice of Radiation Therapy**, Elsevier Mosby, USA, 2016.

EVANS, M. D. C. Computerized Treatment Planning Systems for External Photon Beam Radiotherapy. In PODGORSK, E. B. (Ed). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students**. International Atomic Energy Agency, 2005.

GERKE, B. A.; YAMASHITA, A. L.; SIGUA-RODRIGUEZ, E. A.; OLATE, S.; IWAKI, L. C. V. & IWAKI FILHO, L. Análisis Descriptivo y Cualitativo De Três Software Gratuitos Usados para la conversión de Formato DICOM para STL. *Int. J. Odontostomat.*, 13(1):103-111, 2019.

GONÇALVES, S. M. O. **Design e Produção de Bolus Individualizado via Impressão Tridimensional para Radioterapia Externa**. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2017.

GRIFFEY, J. The types of 3-D Printinf, in 3-D Printers for Libraries, ***Library Technology Reports***, c 2, v 50, n 5, 2014.

HOSKIN, P. Introduction. In HOSKIN, P. (Ed). **Radiotherapy in Practice: External Beam Therapy**, Oxford University Press, USA, 2019.

HSU, S. H., ROBERSON, P. L., CHEN, Y., MARSH, R. B., PIERCE, L. J., & MORAN, J. M. (2008). Assessment of Skin Dose for Breast Chest Wall Radiotherapy as a Function of Bolus Material. *Phys Med Biol*, 53(10), 2593-2606. doi:10.1088/0031-9155/53/10/010.

HUMPHRIES, S. M., BOYD, K., CORNISH, P., & NEWMAN, F. (1996). Comparison of Super Stuff and Paraffin Wax Bolus in Radiation Therapy of Irregular Surfaces. *Medical Dosimetry*, 21.

HUSSAIN, A. and MUHAMMAD, W. Treatment Planning in Radiation Therapy. In MAQBOOL, M. (ed.). **An Introduction to Medical Physics, Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering**, Springer, USA, 2017.

IARC - International Agency for Research on Cancer. World Health Organization. **Latest Global Cancer Data: Cancer Burden Rises to 18.1 Million New Cases and 9.6 Million Cancer Deaths in 2018**. Press Release N° 263, 2018. Available from: <[https://www.iarc.who.int/wp-content/uploads/2018/09/pr263\\_E.pdf](https://www.iarc.who.int/wp-content/uploads/2018/09/pr263_E.pdf)> . Access on: 26 Jan. 2021.

IARC - International Agency for Research on Cancer. World Health Organization. **International Latest Global Cancer Data: Cancer Burden Rises to 19.3 Million New Cases and 10.0 Million Cancer Deaths in 2020**. Press Release N° 292, 2020. Available from: <[https://www.iarc.who.int/wp-content/uploads/2020/12/pr292\\_E.pdf](https://www.iarc.who.int/wp-content/uploads/2020/12/pr292_E.pdf)>. Access on: 24 Jan. 2021.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **Absorbed Dose in Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures: ICRU Report 24**. Washington, 1976.

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements. **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50): ICRU Report 62**. Bethesda, 1999.

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements. **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy: ICRU Report 50**. Bethesda, 1993.

INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Estimativa 2020: Incidência de Câncer no Brasil** / Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Coordenação de Prevenção e Vigilância. – Rio de Janeiro: INCA, 2019. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//estimativa-2020-incidencia-de-cancer-no-brasil.pdf>>. Acesso em: 15 nov. 2020.

INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **ABC do câncer: Abordagens Básicas para o Controle do Câncer**. 6. ed. rev. Atual. Rio de Janeiro:

2020. Disponível em: < <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/abc-do-cancer-abordagens-basicas-para-o-controle-do-cancer>>. Acesso em: 24 Jan. 2021.

INTERFARMA - Associação da Indústria Farmacêutica de Pesquisa. **Câncer no Brasil – A Jornada do Paciente no Sistema de Saúde e seus Impactos Sociais e Financeiros**. Disponível em: < [https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/6231212/mod\\_resource/content/3/cancer-no-brasil-n-a-jornada-do-paciente-no-sistema-de-saude-e-seus-impactos-sociais-e-financeiros-interfarma.pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/6231212/mod_resource/content/3/cancer-no-brasil-n-a-jornada-do-paciente-no-sistema-de-saude-e-seus-impactos-sociais-e-financeiros-interfarma.pdf) > Acesso em: 31 jan. 2021.

KACPEREK, A.; MILLS, J. A. Beam Production: Megavoltage Accelerators. In SYMONDS, P.; MILLS, J. A.; DUXBURY, Angela. (Eds.). *Walter and Miller's Textbook of Radiotherapy. Radiation Physics, Therapy and Oncology*, **Elsevier, China, 2019**.

KAZMI, S. M. R.; SCHUTER, J. ; LUTZ, J. Exploring the Potential to Uniquely Manufacture Curved VARTM Epoxy Composites Using Cost-Effective FDM Molds, **Open Journal of Composite Materials**, 10, 45-65, 2020.

KHAN, Y.; VILLARREAL-BARAJAS, J. E.; UDOWICZ, M.; SINHA, R.; MUHAMMAD, W. (2013) Clinical and Dosimetric Implications of Air Gaps between Bolus and Skin Surface during Radiation Therapy. **Journal of Cancer Therapy**, 4(7), 1251-1255. Disponível em: <[http://ecommons.aku.edu/pakistan\\_fhs\\_mc\\_radiat\\_oncol/16](http://ecommons.aku.edu/pakistan_fhs_mc_radiat_oncol/16)>. Acesso em 25 jun. 2019.

KIM, S-W. ; SHIN, H-J.; KAY, C. S.; SON, S. H. (2014) A Customized Bolus Produced Using a 3-Dimensional Printer for Radiotherapy. **Plos One** 9(10): e110746. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0110746> . Acesso em 25 mar. 2019.

LI, G.; KUO, L.; KOWALSKI, A.; TIERNEY, K.; PIECHOENSKI, P.; LOVELOCK, D. M.; HUNT, M. A.; MECHALAKOS, J.G.; FONTENLA, S. Clinical Evaluation of Soft 3D-printed Bolus in Radiotherapy of Nasal Cancer, **Radiation Oncology, Biology and Physics**, 2019.

MARTA, G. N.; Radiobiologia: Princípios Básicos Aplicados à Prática Clínica. **Diagn Tratamento**. 2014; 19 (1):45-7.

MUKHERJI, A. **Basics of Planning and Management of Patients during Radiation Therapy**, A Guide for Students and Practitioners, Springer Nature, Singapore ,2018.

OLIVEIRA, A. C. H. **Desenvolvimento de um Sistema Computacional Baseado no Código Geant4 para Avaliações Dosimétricas em Radioterapia**. Tese de Doutorado. Universidade Federal de Pernambuco. Departamento de Energia Nuclear. Pernambuco, 2016.

ONISAKI, H. H. C.; VIEIRA, R. M. B. Impressão 3D e o Desenvolvimento de Produtos Educacionais, **Educitec**, v. 05, n. 10, p. 128-137, 2019.

PARK, S-Y.; CHOI, C. H.; PARK, J. M., CHUN, M.; HAN, J. H.; KIM, J-i. (2016) A Patient-Specific Polylactic Acid Bolus Made by a 3D Printer for Breast Cancer Therapy. **Plos One** 11(12): e0168063. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0168063>. Acesso em 25 mar. 2019.

PIXOLOGIC. **ZBrush The All-In-One Digital Sculpting Solution**. Disponível em <[pixologic.com](http://pixologic.com)>. Acesso em 12 Mar. 2021.

PODGORSAK, E. B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students**. Technical Editor [et al.]. International Atomic Energy Agency, 2005.

PODGORSAK, E. B. **Radiation Physics for Medical Physicists**. Technical Editor [et al.]. Third Edition. Graduate Texts in Physics. Springer: Canada, 2016.

RHINOCEROS. **A NURBS Modeling Software**. Disponível em: <<http://www.rhino3d.com>>. Acessado em 12 Mar. 2021.

ROBAR, J. Applications of 3D Printing in Radiation Oncology. **3DMedNet**, 2016. Disponível em: <<https://www.3dmednet.com/users/14012-3dmednet/posts/6818-applications-of-3d-printing-in-radiation-oncology>>. Acesso em 25 mar. 2019.

RPDINC - Radiation Products Design. **Bolus, Beam Spoilers & Compensators, Contors, Contouring**. 2019. Disponível em: <[https://www.rpdinc.com/2019-B-Bolus\\_Beam\\_Spoilers\\_Compensators\\_Contouring.pdf](https://www.rpdinc.com/2019-B-Bolus_Beam_Spoilers_Compensators_Contouring.pdf)>. Acesso em: 01 jul. 2021.

SALVAJOLI, J. V. **O Papel da Radioterapia no Tratamento do Câncer – Avanços e Desafios**. Onco&, 2012.

SANTOS, P. N. C. **Simulação de um Tratamento Radioterápico Crânio-Espinhal em um Fantoma de Voxel Infantil Utilizando Espaços de Fase Representativos de um Acelerador Linear**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2016.

SASAKI, D. K.; McGEACHY, P.; AVILES, J. E. A.; McCURDY, B.; KOUL, R.; DUBEY, A. A Modern Mold Room: Meshing 3D Surface Scanning, Digital Design, and 3D Printing With Bolus Fabrication, **J Appl Clin Med Phys**, 20:9: 78–85, 2019.

SHAW, A. **Evaluation of the Effects of Bolus Air Gaps on Surface Dose in Radiation Therapy and Possible Clinical Implications**. Master's thesis. University of Oxford. Vancouver, 2018.

SIEMENS. **3D Modeling**. 2021. Disponível em: <<https://www.plm.automation.siemens.com/global/en/our-story/glossary/3d-modeling/17977>>. Acesso em: 25 Fev. 2021.

SU, S. **Design and Production of 3d Printed Bolus for Electron Radiation Therapy**, Dalhousie University, Halifax, 2014. 138 p.

VAROTSIS, A. B. **Introdução à Impressão 3D FDM**, in HUBS – A Protolabs Company, 2021. Disponível em: <<https://www.hubs.com/knowledge-base/introduction-fdm-3d-printing/#work>>. Acesso em: 02 Jul. 2021.

VENABLES, K. Basic physics In HOSKIN, P. (Ed). Radiotherapy in Practice: External Beam Therapy, **Oxford University Press, USA, 2019**.

VYAS, V.; PALMER, L.; MUDGE, R.; JIANG, R.; FLECK, A.; SCHALY, B.; OSEI, E.; CHARLAND, P. (2013). On Bolus for Megavoltage Photon and Electron Radiation Therapy. **Med Dosim**, 38(3), 268-273. doi:10.1016/j.meddos.2013.02.007.

## APÊNDICE A – COTAÇÃO PARA IMPRESSÃO DOS BOLUS

Para avaliar a terceirização de impressão dos bolus produzidos neste trabalho, três empresas especializadas em impressão 3D foram contatadas com a finalidade de obter informações a cerca de preço e tempo para produção das peças. As informações das cotações obtidas estão apresentadas na Tabela A.1.

Tabela A.1 – Cotação para terceirização da impressão 3D.

| <b>Empresa</b> | <b>Bolus 3ds Max</b> | <b>Bolus 3D Slicer</b> | <b>Prazo de entrega</b> |
|----------------|----------------------|------------------------|-------------------------|
| Empresa A      | R\$67,10             | R\$81,90               | 3 dias úteis            |
| Empresa B      | R\$ 75,00            | R\$ 58,00              | 5 dias úteis            |
| Empresa C      | R\$100,00            | R\$120,00              | 1- 2 dias úteis         |

Fonte: A autora (2021).