



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Estudo dosimétrico e caracterização de um bólus para uso em radioterapia**

**Versão original**

**DENIS OLIVEIRA DOS SANTOS**

**Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do Grau  
de Mestre Profissional em Tecnologia  
das Radiações em Ciências da Saúde na  
Área de Concentração Processos de  
Radiação na Saúde**

**Orientador:**

**Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni**

**São Paulo**

**2024**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Estudo dosimétrico e caracterização de um bólus para uso em radioterapia**

**Versão original**

**DENIS OLIVEIRA DOS SANTOS**

**Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde na Área de Concentração Processos de Radiação na Saúde**

**Orientador: Prof.Dr. Carlos Alberto Zeituni**

**São Paulo**

**2024**

A thick, solid maroon horizontal bar spans the width of the page at the bottom.

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

SANTOS, D. O. d.. **Estudo dosimétrico e caracterização de um bólus para uso em radioterapia**. 2024. 97 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Santos, Denis Oliveira dos.

Estudo dosimétrico e caracterização de um bólus para uso em radioterapia / Denis Oliveira dos Santos; orientador Carlos Alberto Zeituni. -- São Paulo, 2024.

97 f.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde (Processos de Radiação na Saúde) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2024.

1. Radioterapia . 2. Dosimetria . 3. Bólus . 4. Radiação . 5. Câncer. I. Zeituni, Carlos Alberto, orient. II. Título.

## DEDICATÓRIA

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas graças a Deus, não sou o que era antes.”

(Martin Luther King)

Dedico este trabalho a minha mãe, Augusta, aos meus sobrinhos, João Vitor, Bruno Henrique e Maria Eduarda. Que o futuro de vocês seja prospero.

## AGRADECIMENTOS

“Deus coloca as pessoas certas nas nossas vidas nos momentos certos.”

Neste último ano ouvi essa frase inúmeras vezes e gradualmente ela foi fazendo sentido.

Início os meus agradecimentos ao meu orientador Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni, obrigado por aceitar a orientação e pelo aprendizado ao longo destes últimos anos.

Agradeço ao físico médico Tiago Lopes Dias, sua ajuda foi imensurável. Obrigado pelas dicas, pelas correções e pela paciência, por dispor de tanto tempo para me ajudar.

A dosimetrista clínica Bianca Melo Vieira, obrigado pelo sim antes mesmo do término da explicação, isso aos 45 do segundo tempo, obrigado pela sua ajuda e disponibilidade.

A tecnóloga Tatiane Sorribas da Silva, aos vários encontros que tivemos nas nossas carreiras, sendo o mestrado mais um. Obrigado por dividimos as angústias, e pela ajuda mútua.

A minha dupla, a tecnóloga Rosangela Carvalho Andrade, obrigado pela ajuda diária, por segurar e deixar os plantões mais leves enquanto eu estava com a cabeça nesta dissertação. Obrigado pela amizade.

Ao meu fechamento, a tecnóloga Rosilda Santos Faria que me ensinou que não tratamos só as enfermidades do corpo, radioterapia vai muito além.

A equipe de radioterapia do hospital Santa Marcelina, pelas pequenas coisas do dia a dia. Em especial a enfermeira Maria Luísa Cordeiro dos Santos por se dispor a ler os originais e a crítica construtiva. A física médica Samira Junges por sanar as dúvidas repentinas. A médica radio-oncologista Dr. <sup>a</sup> Célia Regina Soares, uma das minhas primeiras professoras de radioterapia, obrigado por aceitar, autorizar e incentivar a minha pesquisa no hospital, e claro, pelos anos de aprendizado diário.

Ao comitê de ética e pesquisa da casa de saúde Santa Marcelina, especialmente a Marina que me guiou na parte burocrática para a submissão desta pesquisa ao CEP do hospital.

Ao instituir de Pesquisas Energéticas e Nucleares que me trouxe novos horizontes, especialmente aos professores: Dr. <sup>a</sup> Carla Daruich de Souza e ao Dr. Orlando Rodrigues Junior pela avaliação no seminário de área que resultou neste trabalho final. A Andrea Malavazi que tanto me ajudou durante esse ciclo.

A Diego Araujo Costa pelo incentivo a ingressar no mestrado e pelas revisões ao longo do tempo.

A equipe da radioterapia do Hospital Leforte, em especial a equipe técnica, Rafael de Souza Chales, Bruno dos Prazeres e Thiago Pires e a enfermeira Maria Dileide da Silva Sousa por me ouvir falar tanto deste trabalho e por me incentivarem. A física Médica Debora Ferauche, por dispor do seu tempo para me ouvir e tirar dúvidas. A física médica Kelly Nishida obrigado pela disposição em ajudar.

Aos meus colegas da Turma 3, em especial a Alex, Vanessa, Sidney e Jefferson, obrigado pela parceria nos trabalhos acadêmicos, aos nossos grupos de estudo e a nossa rotina de aula.

A Ana Dreher, por me ajudar neste trabalho às vésperas de seu casamento, por me encorajar a seguir. Pelo valioso tempo ao qual trabalhamos juntos, obrigado por me fazer enxergar os meus valores profissionais. Como você mesma me disse tantas vezes: “Deus coloca as pessoas certas nas nossas vidas nos momentos certos.”

Ao Christian Gonçalves de Azevedo, pelo auxílio nas pesquisas, paciência e companheirismo.

A minha mãe, Augusta, e as minhas irmãs Cleide e Adriana, que me formaram como ser humano, a quem devo tudo que sou.

“Aqueles que passam por nós não vão sós. Deixam um pouco de si, levam um pouco de nós.” — Antoine de Saint-Expery.

## Epígrafe

“Já estudei matemática que é a loucura do raciocínio... o próximo instante é o desconhecido.”

Clarice Lispector — Água Viva

“Eu atravesso as coisas — e no meio da travessia não vejo! — só estava era entretido na ideia dos lugares de saída e de chegada... o senhor sabe: a gente quer passar um rio a nado, e passa; mas vai dar na outra banda é num ponto muito mais em baixo, bem diverso do que primeiro se pensou. Viver não é muito perigoso?”

João Guimarães Rosa — Grande Sertão: Veredas

## RESUMO

SANTOS, D. O. d. . **Estudo dosimétrico e caracterização de um bólus para uso em radioterapia.** 2024. 96 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Bólus é um material compensador de tecido humano, utilizado para superficializar doses de radiações de feixes clínicos de fótons e elétrons em tratamentos radioterápicos. Esses bólus são feitos de diferentes materiais, desde que tenham uma densidade próxima à do corpo humano e sejam adaptáveis à região de tratamento, especialmente em áreas não planares. O objetivo deste estudo é comparar um bólus não comercial, através da caracterização dosimétrica e das propriedades de atenuação. As amostras foram submetidas a uma varredura tomográfica para estabelecer características como propriedades de atenuação avaliadas no sistema de planejamento computadorizado. Por fim, foi realizada a dosimetria das amostras com feixes de fótons de 6 e 10 MV e de elétrons de 6 e 18 MeV, que foi comparada com a dosimetria do bólus industrial de 0,5 e 1 cm de espessura, amplamente usado nos serviços de radioterapia. Essa comparação validou a eficácia do bólus desenvolvido em relação aos materiais convencionais. Os resultados das comparações comprovaram que as amostras de bólus confeccionadas são equivalentes ao bólus industrial usado como referência para este estudo.

**Palavras-chave:** radioterapia; dosimetria; bólus; câncer; radiação.

## ABSTRACT

SANTOS, D. O. d. . **Dosimetric study and characterization of a bolus for use in radiotherapy.** 2024. 96 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Bolus is a compensating material of human tissue for superficialize doses of clinical radiation photons and electron Beams in a radiotherapy treatments. These bolus are made of different kind of materials, even had a density almost equal of human body and be adaptables to non-flat treatment areas. The objective of this study is to compare a self-made non-commercial bolus with a commercial bolus widely used in a radiotherapy departments. The comparison was carried out through a dosimetric characterization and analysis of attenuation properties. The samples were subjected to a tomography scan to establish characteristics such as attenuation properties evaluated in the computerized planning system. Finally, dosimetry of samples was carried out with photon beams of 6 MV and 10 MV and electron beams of 6 MeV and 18 MeV, which was compared with industrial bolus dosimetry of 0,5 and 1cm thickness, widely used in healthcare radiotherapy services. This comparison seeks to validate the effectiveness of the developed bolus in relation to conventional material available on market. The results of the comparison equivalent to industrial bolus used is a reference for this study.

**Key-words:** radiotherapy; dosimetry; bolus, cancer; radiation.

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1- ENERGIA DO FEIXE DE MEGAVOLTAGEM E VALORES DE $D_M$ EM UM CAMPO DE $10 \text{ cm}^2$ EM UM SIMULADOR DE ÁGUA A UMA SSD DE 100 CM .....	37
TABELA 2 - ENERGIA DOS FEIXES DE ELÉTRONS EM MeV E VALORES APROXIMADOS DE PENETRAÇÃO EXPRESSA EM R90 (CM) .....	40
TABELA 3 - AUMENTO DA MASSA DO POLIACRILATO DE SÓDIO APÓS CONTATO COM DIFERENTES AMOSTRAS DE ÁGUA E SOLUÇÃO SALINA.....	47
TABELA 4 - DESCRIÇÃO DAS AMOSTRAS CONFECCIONADAS (TAMANHO E QUANTIDADE DE LÍQUIDO).....	64
TABELA 5 - MÉDIA DOS VALORES DE HU E DE ESPESSURA DE CADA AMOSTRA ANALISADA .	68
TABELA 6 - VALORES DAS MEDIDAS DE REFERÊNCIA. A UNIDADE DA TABELA É NC.....	69
TABELA 7 - VALORES DOSIMÉTRICOS DAS MEDIDAS REALIZADAS NO AL COM FEIXES DE FÓTONS DE 6 MV. A UNIDADE DA TABELA É NC .....	71
TABELA 8 - VALORES DOSIMÉTRICOS DAS MEDIDAS REALIZADAS NO AL COM FEIXES DE FÓTONS DE 10 MV. A UNIDADE DA TABELA É NC .....	72
TABELA 9 - VALORES DOSIMÉTRICOS DAS MEDIDAS REALIZADAS NO AL COM FEIXES DE ELÉTRONS DE 6 MeV. A UNIDADE DA TABELA É NC .....	73
TABELA 10 - VALORES DOSIMÉTRICOS DAS MEDIDAS REALIZADAS NO AL COM FEIXES DE ELÉTRONS DE 18 MeV. A UNIDADE DA TABELA É NC .....	74
TABELA 11 – RELAÇÃO DAS AMOSTRAS COM O BÓLUS COMERCIAL COMPARATIVO.....	77

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - NÚMEROS DE NOVOS CASOS DE CÂNCER EM AMBOS OS SEXOS E EM TODAS AS IDADES EM 2022 .....	23
FIGURA 2 - DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL DAS TAXAS BRUTAS DE INCIDÊNCIA POR 100 MIL HABITANTES, ESTIMADAS PARA O ANO DE 2023, SEGUNDO UNIDADE DA FEDERAÇÃO (TODAS AS NEOPLASIAS MALIGNAS, EXCETO AS DE PELE NÃO MELANOMA) .....	24
FIGURA 3 - DISTRIBUIÇÃO PROPORCIONAL DOS DEZ TIPOS DE CÂNCER MAIS INCIDENTES ESTIMADOS PARA 2023 POR SEXO, EXCETO PELE NÃO MELANOMA.....	25
FIGURA 4 - TAXA DE MORTALIDADE POR TIPO DE CÂNCER NO MUNDO.....	26
FIGURA 5 - ARQUITETURA DE UM AL .....	29
FIGURA 6 - ESQUEMATIZAÇÃO DOS MOVIMENTOS REALIZADOS PELO AL.....	30
FIGURA 7 - EXEMPLIFICAÇÃO GRÁFICA DE SSD E SAD.....	31
FIGURA 8 - DIAGRAMA DA PRODUÇÃO DE FÓTONS EM UM AL .....	33
FIGURA 9 - DIAGRAMA DE MEDIDA DE PDP.....	35
FIGURA 10 - CARACTERÍSTICAS DA DEPOSIÇÃO DE DOSE EM UM MEIO POR RADIAÇÃO DE MEGAVOLTAGEM .....	36
FIGURA 11 - CURVA DE PDP EM FEIXES DE FÓTONS DE MEGAVOLTAGEM E <sup>60</sup> Co.....	38
FIGURA 12 - CURVA DE PDP EM FEIXES DE ELÉTRONS.....	39
FIGURA 13 - (A) CERA VERMELHA DE USO ODONTOLÓGICO, (B) BÓLUS COMERCIAL DE GEL	42
FIGURA 14 - BÓLUS COMERCIAL, ESFERAS TERMOPLÁSTICAS .....	43
FIGURA 15 - ESTRUTURA DA MOLÉCULA DE ACRILATO DE SÓDIO E A ESTRUTURA DO POLIACRILATO DE SÓDIO.....	45
FIGURA 16 - PARTES BÁSICAS DA CAMADA ABSORVENTE DE UMA FRALDA DESCARTÁVEL...	45
FIGURA 17 - AMOSTRAS DE POLIACRILATO DE SÓDIO ANTES E APÓS O CONTATO COM ÁGUA	46
FIGURA 18 - DIVISÃO DAS PARTES QUE COMPÕEM O EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA .....	49
FIGURA 19 - APLICAÇÃO DA ESCALA DE HOUNSFIELD EM UMA IMAGEM TOMOGRÁFICA .....	50
FIGURA 20 - TOMÓGRAFO TOSHIBA, MODELO ALEXION TSX034A.....	55
FIGURA 21 - ACELERADOR LINEAR VARIAN MEDICAL SYSTEMS MODELO CLINAC CX NS 6564 .....	56
FIGURA 22 - ELETRÔMETRO IBA .....	57

FIGURA 23- (A) CÂMARA DE IONIZAÇÃO MODELO IC-15 E (B) CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS MODELO PPC05, AMAS DE FABRICAÇÃO IBA. ....	57
FIGURA 24 - (A) FANTOMA ANTROMÓRFICO E (B) FANTOMA DE ÁGUA SÓLIDA.....	58
FIGURA 25 - MATERIAL UTILIZADOS PARA CONFECCIONAR OS MOLDES DE BÓLUS (FRALDA DESATÁVEL LUNA FRAL®).....	59
FIGURA 26 - (A) MATERIAIS UTILIZADOS PARA MARCAÇÃO E RECORTE DO MOLDE NA FRALDA DESCARTÁVEL, (B) FRALDA DESCARTÁVEL SEM AS ABAS LATERAIS NO PROCESSO DE FABRICAÇÃO DOS MODELOS DAS AMOSTRAS DE BÓLUS; (C) MARCAÇÃO DA FRALDA PARA A CONFECCÃO DA AMOSTRA.....	62
FIGURA 27 - MATERIAL UTILIZADOS PARA CONFECCIONAR OS MOLDES DE BÓLUS, UMEDECIMENTO DA FRALDA DESCARTÁVEL (SORO FISIOLÓGICO, SERINGA DE 20 ML E AGULHA 1,2 X 40 MM).....	62
FIGURA 28 - AMOSTRAS DE BÓLUS CONFECCIONADAS.....	63
FIGURA 29 - (A) A AMOSTRA A SOBRE O FANTOMA; (B) AMOSTRA B SOBRE O FANTOMA; (C) AMOSTRA D SOBRE O FANTOMA E (D) BÓLUS COMERCIAL SOBRE O FANTOMA ANTROPOMÓRFICO NA VARREDURA TOMOGRÁFICA .....	65
FIGURA 30 - EXEMPLIFICAÇÃO DO PROCESSO DE MENSURAÇÃO DAS HUS DAS AMOSTRAS, (A) AMOSTRA A, (B) AMOSTRA B, (C) AMOSTRA C E (D) AMOSTRA D.....	66
FIGURA 31 - EXEMPLIFICAÇÃO DO PROCESSO DE MENSURAÇÃO DA ESPESSURA DAS AMOSTRAS, (A) AMOSTRA A, (B) AMOSTRA B, (C) AMOSTRA C E (D) AMOSTRA D .....	67
FIGURA 32 – (A) DOSIMETRIA COM FEIXE DE FÓTONS E (B) DOSIMETRIA COM FEIXE DE ELÉTRONS, SEM MATERIAL ATENUADOR .....	69
FIGURA 33 - (A) A AMOSTRA A POSICIONADA PARA A DOSIMETRIA SOBRE AS PLACAS DE ÁGUA SÓLIDA, (B) A AMOSTRA D POSICIONADA PARA A DOSIMETRIA E (C) O BÓLUS INDUSTRIAL POSICIONADO PARA A MENSURAÇÃO.....	70
FIGURA 34 - POP PARA A REALIZAÇÃO DA CONFECCÃO DE UM BÓLUS DE FRALDA DESCARTÁVEL E SORO FISIOLÓGICO NAS SIMULAÇÕES DOS TRATAMENTOS RADIOTERÁPICOS .....	85
FIGURA 35 - POP PARA A REALIZAÇÃO DA CONFECCÃO DE UM BÓLUS DE FRALDA DESCARTÁVEL E SORO.....	86

## Lista de Gráficos

GRÁFICO 1 – MÉDIA DOS VALORES DE HU DE CADA AMOSTRA E DO BÓLUS COMERCIAL (COMPARAÇÃO) .....	78
GRÁFICO 2 - MÉDIA DOS VALORES DA ESPESSURA DAS AMOSTRAS COM O COMPARATIVO DO RESPECTIVO BÓLUS COMERCIAL.....	79
GRÁFICO 3 – DADOS DA MÉDIA DAS LEITURAS DAS AMOSTRAS COM A MÉDIA DA LEITURA DO BÓLUS DE REFERÊNCIA COM FEIXE DE 6 MV. MEDIDAS EM NC.....	80
GRÁFICO 4 – DADOS DA MÉDIA DAS LEITURAS DAS AMOSTRAS COM A MÉDIA DA LEITURA DO BÓLUS DE REFERÊNCIA COM FEIXE DE 10 MV. MEDIDAS EM NC.....	81
GRÁFICO 5 – DADOS DA MÉDIA DAS LEITURAS DAS AMOSTRAS COM A MÉDIA DA LEITURA DO BÓLUS DE REFERÊNCIA COM FEIXE DE 6 MeV. MEDIDAS EM NC.....	82
GRÁFICO 6 – DADOS DA MÉDIA DAS LEITURAS DAS AMOSTRAS COM A MÉDIA DA LEITURA DO BÓLUS DE REFERÊNCIA COM FEIXE DE 18 MeV. MEDIDAS EM NC.....	83

## LISTA DE ABREVIATURAS

2D	Duas Dimensões
3D	Três Dimensões
AL	Acelerador Linear
ALs	Aceleradores Lineares
CENEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
cm	Centímetros
DF	Distrito Federal
D <sub>m</sub>	Dose máxima
cGy	Centigray
Gy	Gray
HU	Unidade Hounsfield
IARC	Agência Internacional de Pesquisa em Câncer
IMRT	do inglês, <i>Intensity-modulated radiotherapy</i> / Radioterapia de Intensidade Modulada
INCA	Instituto Nacional de Câncer
MeV	Mega elétron-Volt
mg	Miligramas
MV	Mega Elétron Volt
nC	Nano coulomb
PDP	Porcentagem de Dose Profunda
ROI	do inglês, <i>region of interest</i> , Região de Interesse
SAD	do inglês, <i>Source-Axis Distance</i> / Distância Fonte Eixo
SBRT	Sociedade Brasileira de Radioterapia

SSD	do inglês, <i>Source Skin Distance</i> / Distância Fonte Pele
SSD	do inglês, <i>Source-to-Surface Distance</i> / Distância Fonte Superfície
SUS	Sistema Único de Saúde
TPS	Sistema de Planejamento Computadorizado
VMAT	Volumetric Modulated arc Therapy/ Radioterapia de Arco Volumétrica
$Z_{\max}$	Profundidade Máxima

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>19</b>
<b>2 OBJETIVO</b> .....	<b>22</b>
<b>2.1 Objetivo geral</b> .....	<b>22</b>
2.1.2 Objetivos específicos .....	22
<b>3 LEVANTAMENTO BIBLIOGRÁFICO</b> .....	<b>23</b>
<b>3.1 Câncer</b> .....	<b>23</b>
<b>3.2 Radioterapia</b> .....	<b>26</b>
3.2.1 Braquiterapia.....	27
3.2.2 Teleterapia .....	27
<b>3.3 Breve relato do surgimento da radioterapia</b> .....	<b>27</b>
<b>3.4 Acelerador linear</b> .....	<b>28</b>
3.4.1 Produção de Raios-x nos ALs.....	31
<b>3.5 Distribuição de dose</b> .....	<b>33</b>
3.5.1 Características dos feixes de fótons .....	36
3.5.2 Características dos feixes de elétrons .....	38
<b>3.6 Bólus</b> .....	<b>40</b>
3.6.1 Tipos de bólus utilizado em radioterapia .....	41
3.6.2 Fralda descartável: Composição e propriedades dos polímeros superabsorventes.	44
<b>3.7 Dosimetria</b> .....	<b>47</b>
3.7.1 Fantasmas .....	48
<b>3.8 Tomografia Computadorizada</b> .....	<b>48</b>

<b>3.9 Caracterização do bólus .....</b>	<b>50</b>
<b>4 MATERIAIS .....</b>	<b>54</b>
<b>4.1 Tomógrafo Toshiba.....</b>	<b>54</b>
<b>4.2 Acelerador linear .....</b>	<b>55</b>
<b>4.3 Câmaras de ionização.....</b>	<b>56</b>
<b>4.4 Fantoma .....</b>	<b>58</b>
<b>4.5 Bólus industrial .....</b>	<b>58</b>
<b>4.6 Materiais usados para a fabricação das amostras: Fralda descartável.....</b>	<b>59</b>
4.6.1 Materiais usados para a fabricação das amostras: Soro fisiológico.....	60
<b>5 DESENVOLVIMENTO METODOLÓGICO .....</b>	<b>61</b>
<b>5.1 Confeção das Amostras .....</b>	<b>61</b>
5.1.2 Preparação da fralda: .....	61
5.1.3 Preparação do soro fisiológico:.....	62
5.1.4 Umedecimento da amostra: .....	63
<b>5.2 Caracterização do bólus: propriedades de atenuação.....</b>	<b>64</b>
<b>5.3 Caracterização do bólus: espessura das amostras .....</b>	<b>67</b>
<b>5.4 Características dosimétricas das amostras: medidas neutras .....</b>	<b>68</b>
<b>5.5 Características dosimétricas das amostras: dosimetria com feixes de fótons .....</b>	<b>70</b>
<b>5.6 Características dosimétricas das amostras: dosimetria com feixe de elétrons.....</b>	<b>72</b>
<b>6 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>75</b>
<b>6.1 Caracterização do bólus: Características do material usado na fabricação do bólus .....</b>	<b>75</b>

<b>6.2 Caracterização do bólus: Comparação entre as amostras de bólus confeccionadas e o bólus comercial.....</b>	<b>77</b>
<b>6.3 Caracterização do bólus: propriedades de atenuação.....</b>	<b>77</b>
<b>6.4 Caracterização do bólus: espessura das amostras .....</b>	<b>79</b>
<b>6.5 Caracterização do bólus: Comparação dosimétrica.....</b>	<b>80</b>
<b>6.6 Confecção de um protocolo operacional padrão.....</b>	<b>84</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>87</b>
<b>8 PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>89</b>
<b>9 REFERÊNCIAS.....</b>	<b>900</b>
<b>ANEXO – 1 - TABELA COM A QUANTIDADE DE EQUIPAMENTOS DE TELETERAPIA NO BRAIL (BRASIL, 2018). .....</b>	<b>96</b>

## 1 INTRODUÇÃO

De março a junho de 2018 o ministério da saúde deu início ao primeiro censo de radioterapia do Brasil. O objetivo era mapear os dados relacionados à radioterapia de todos os 249 serviços públicos ou privados, autorizados a funcionarem pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) (BRASIL, 2019).

Dos 249 serviços de radioterapia procurados, 242 responderam integralmente a todas as perguntas do censo. Dos serviços pesquisados integralmente, 162 são integrados a hospitais habilitados pelo Sistema único de saúde (SUS). Identificou-se 412 equipamentos de teleterapia, dos quais 363 eram Aceleradores Lineares (ALs), 20 eram equipamentos de telecobalto terapia, 27 eram equipamentos de ortovoltagem e duas máquinas tinham múltiplas fontes de cobalto. No anexo A encontra-se a tabela extraída do censo de radioterapia que descreve o número de serviços em radioterapia, a quantidade que ofertam serviços ao SUS e a tecnologia disponível em teleterapia e a sua distribuição nos estados da federação (Brasil, 2019).

Dos 26 estados brasileiros mais o Distrito Federal (DF), 24 estados incluindo o DF contam com equipamentos de radioterapia, sendo que a maior concentração está localizada nos estados de São Paulo, seguido por Minas Gerais e Rio de Janeiro que contam respectivamente com 73, 28 e 27 serviços de radioterapia. Alguns estados do norte do país, como Amapá, Acre e Roraima não contam com nenhum serviço de radioterapia, enquanto seus estados vizinhos possuem poucos setores e equipamentos, como o Tocantins com dois serviços, e o Amazonas com quatro.

Quando falamos em equipamentos obsoletos, o censo revelou que, no ano de 2018, dos 363 ALs distribuídos no Brasil, 122 eram considerados obsoletos pelos fabricantes. Até o final do ano de 2022, 162 equipamentos se tornaram obsoletos, sendo que 127 deles pertencem ao SUS.

Outro dado relevante abordado pelo censo está relacionado às técnicas de tratamentos disponíveis nos serviços pesquisados. Em resumo dos serviços abordados 74,7% (121) realizam tratamentos com a técnica 2D<sup>1</sup>, 93,2% (151) possuem tratamentos com a técnica

---

<sup>1</sup> Tratamento radioterápico bidimensional.

3D<sup>2</sup>, 40,1% (65) oferecem tratamentos com a técnica de Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)<sup>3</sup> e 21% (34) têm a técnica de Radioterapia Volumétrica Modulada (VMAT)<sup>4</sup> disponível.

O censo sobre radioterapia do ministério da saúde de 2019 comprova que existe uma discrepância quando falamos em radioterapia no Brasil. Entre os estados, a distribuição dos serviços de radioterapia não é equitativa. Entre os departamentos privados e públicos, existe uma discrepância nos aparelhos e em suas tecnologias.

Com a problemática apresentada no censo de radioterapia de 2018, a Sociedade Brasileira de Radioterapia (SBRT), em parceria com a Associação Dom Cabral desenvolveu o RT2030 - Plano de Desenvolvimento da Radioterapia para a Próxima Década. Esse documento visa estudar a realidade atual da radioterapia no Brasil e realizar projeções para o ano de 2030, possibilitando o desenvolvimento de um plano de ação que leve tratamentos radioterápicos de qualidade e integralmente a toda a população brasileira (SBRT, 2024).

A RT2030 projeta que, para o ano de 2030, surgiram 639.994 novos casos de câncer, exceto câncer de pele não melanoma. Esse número é 41% maior em relação ao ano de 2018. Estima-se, também, que 52% dos indivíduos com câncer irão necessitar de radioterapia. Ou seja, para o ano de 2030, 332.797 pacientes irão precisar de tratamento radioterápico. Para suprir a demanda de tratamentos, serão necessários 530 equipamentos de megavoltagem, sendo que 434 deverão atender exclusivamente ao SUS.

Já sobre o número de equipamentos considerados obsoletos, a RT2030 projeta que na rede pública exista a necessidade de reposição de 127 ALs e a aquisição de mais 182, até o ano de 2030 (SBRT, 2024).

A radioterapia é parte fundamental no combate ao câncer. Segundo dados do estudo de Atun et al. (2015), cerca de 50 a 60% dos pacientes com câncer receberão radioterapia durante o seu tratamento, seja com o propósito curativo ou paliativo, aplicado de forma isolada ou associada a alguma outra modalidade de tratamento.

Bólus é usualmente definido como um acessório usado em radioterapia, cujo intuito pode ser o de aplanar regiões irregulares do corpo humano, assim como, criar uma camada de tecido extra para tratamentos de lesões superficiais (PEREZ, 2018; SALVAJOLI, 2013).

---

<sup>2</sup> Tratamento radioterápico tridimensional.

<sup>3</sup> Do inglês: *Intensity-modulated radiotherapy*

<sup>4</sup> Do inglês: *Volumetric modulated arc therapy*

Existe uma gama de diferentes modelos de bólus no mercado. Com o avanço da tecnologia, diferentes técnicas e materiais são estudados para a fabricação de bólus, cada vez mais personalizados, um contraponto destas pesquisas é o alto custo para a obtenção da tecnologia e dos materiais para a fabricação desses bólus. Portanto, o presente estudo se faz necessário como uma alternativa de baixo custo e com um produto que demonstre ser eficaz quando comparado com materiais tradicionalmente disponíveis no mercado.

## 2 OBJETIVO

### 2.1 Objetivo geral

Comparar um bólus de fabricação própria com um comercial, através de uma caracterização dosimétrica e das propriedades de atenuação.

#### 2.1.2 Objetivos específicos

- Confeccionar diferentes amostras de bólus não comercial, variando em tamanho e quantidade de material líquido nelas inserido;
- Analisar as propriedades de atenuação das amostras por meio de imagens adquiridas em um tomógrafo e avaliadas no Sistema de Planejamento Computadorizado (TPS) Eclipse<sup>TM</sup> versão 16.1;
- Obter dados dosimétricos das amostras com um conjunto de fantoma de água sólida. Essas medidas serão realizadas sobre o fantoma, com os diferentes tipos e tamanhos de amostras produzidas, com feixes de elétrons de 6 e 18 MeV<sup>5</sup> feixes de fótons de 6 e 10 MV<sup>6</sup>.
- Fazer um comparativo dos valores obtidos nas medidas com as amostras e o bólus industrial de 0,5 e 1,0 cm, a fim de ter um parâmetro que indique que as amostras possuem propriedades dosimétricas similares.

---

<sup>5</sup> MeV abreviação de Mega elétron-Volt.

<sup>6</sup> MV abreviação de Mega Volt.

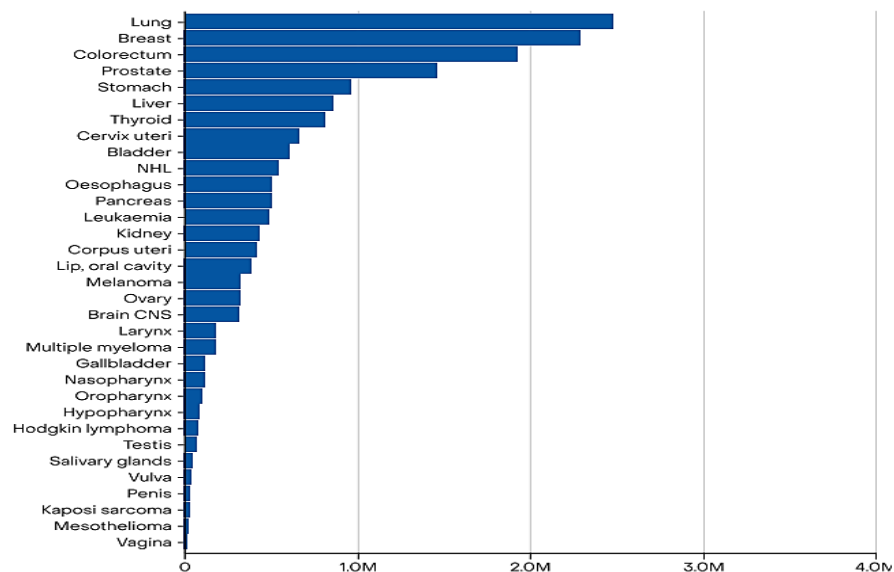
### 3 LEVANTAMENTO BIBLIOGRÁFICO

#### 3.1 Câncer

A palavra câncer é um termo designado para classificar um conjunto de mais de 100 tipos diferentes de doenças malignas. Essas doenças compartilham processos básicos em sua formação. Em contraste com as células saudáveis, as células cancerígenas possuem um crescimento descontrolado e desordenado, assim como, a capacidade de invadir órgãos e tecidos vizinhos ou a distância, o que chamamos de metástase. Com o tempo, os tumores formados por células malignas tornam-se mais agressivos e podem ser letais quando perturbam órgãos essenciais para a sobrevivência do organismo (INCA, 2020; WEINBERG, 1996).

Globalmente, o câncer é uma das principais preocupações em saúde pública. Segundo a Agência Internacional de Pesquisa em Câncer (IARC), em 2022, foram registrados cerca de 20 milhões de novos casos de câncer em todo o mundo. As principais incidências de câncer que acometem ambos os sexos são: pulmão (12,4%), mama (11,6%), colorretal (9,6%), próstata (7,3%), estômago (4,9%) conforme representado na Figura 01, (IARC, 2024). Figura 1.

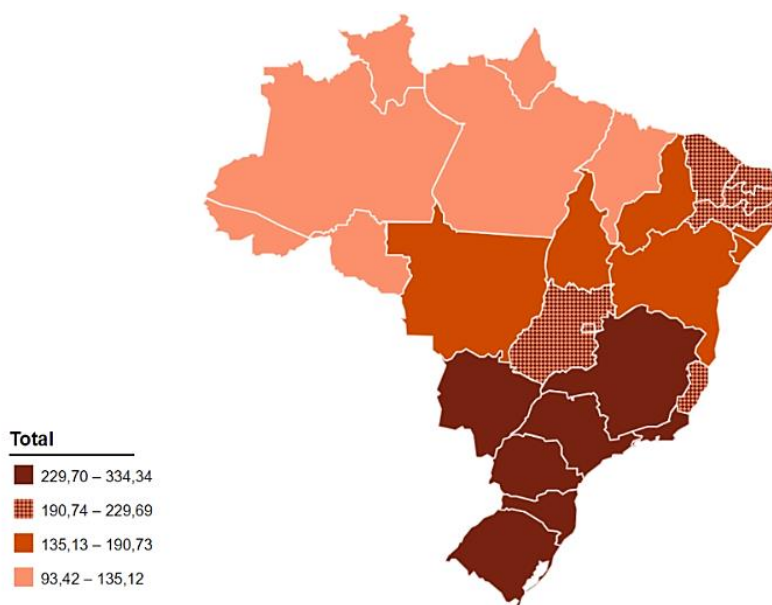
Figura 1 - Números de novos casos de câncer em ambos os sexos e em todas as idades em 2022



Os diferentes tipos de câncer, e a proporção de suas incidências em diferentes locais do mundo, correspondem a diversidade social, econômica, cultural e genéticos dos indivíduos (IARC, 2020).

Já no Brasil, o Instituto Nacional de Câncer (INCA) estima que para cada ano do triênio 2023-2025 irão ocorrer 704 mil novos casos de câncer na população brasileira, se excluídos os casos de câncer de pele não melanoma esse número é de 483 mil novos casos, sendo as regiões sul e sudeste detentoras de 70% das ocorrências. A Figura 2 demonstra uma estimativa bruta de novos casos de câncer para o ano de 2023 para todas as unidades federativas do país, nestes dados não foram inclusos os casos de câncer de pele não melanoma, (INCA 2022).

Figura 2 - Distribuição espacial das taxas brutas de incidência por 100 mil habitantes, estimadas para o ano de 2023, segundo Unidade da Federação (todas as neoplasias malignas, exceto as de pele não melanoma)

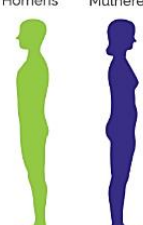


Fonte: INCA, 2022. (Todas as neoplasias malignas, exceto as de pele não melanoma — Instituto Nacional de Câncer - INCA ([www.gov.br](http://www.gov.br)))

O INCA estima que no Brasil, o câncer de pele não melanoma é o mais incidente (31,3%) seguido pelo câncer de mama feminino (10,5), próstata (10,2%), cólon e reto

(6,5%), pulmão (4,6%) e estômago (3,1%). A Figura 3 mostra os dez tipos de casos de câncer mais incidentes no Brasil por sexo (INCA, 2022).

Figura 3 - Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2023 por sexo, exceto pele não melanoma

Localização primária	Casos	%		Localização primária	Casos	%
Próstata	71.730	30,0%	 Homens      Mulheres	Mama feminina	73.610	30,1%
Cólon e Reto	21.970	9,2%		Cólon e Reto	23.660	9,7%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	18.020	7,5%		Colo do útero	17.010	7,0%
Estômago	13.340	5,6%		Traqueia, Brônquio e Pulmão	14.540	6,0%
Cavidade Oral	10.900	4,6%		Glândula Tireoide	14.160	5,8%
Esôfago	8.200	3,4%		Estômago	8.140	3,3%
Bexiga	7.870	3,3%		Corpo do útero	7.840	3,2%
Laringe	6.570	2,7%		Ovário	7.310	3,0%
Linfoma não Hodgkin	6.420	2,7%		Pâncreas	5.690	2,3%
Fígado	6.390	2,7%		Linfoma não Hodgkin	5.620	2,3%

\*Números arredondados para múltiplos de 10

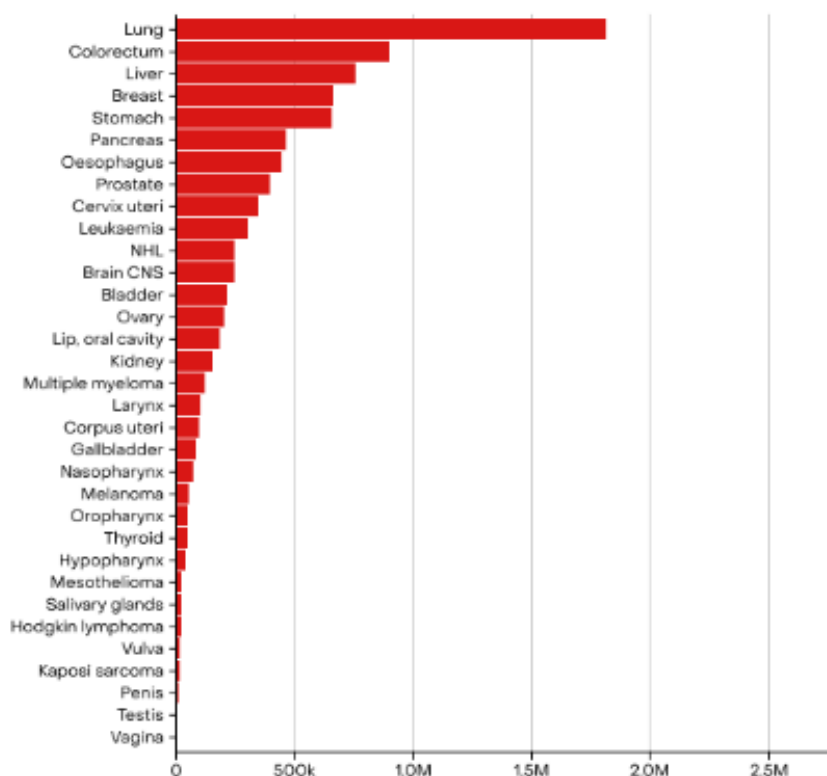
Fonte: INCA, 2022 ([Brasil - estimativa dos casos novos — Instituto Nacional de Câncer - INCA \(www.gov.br\)](http://www.gov.br))

Em todo o mundo, uma em cada cinco pessoas desenvolvem câncer durante a vida, sendo que, um a cada nove homens e uma a cada doze mulheres morrem em decorrência dele (NATIA, 2024).

Referente a taxa de mortalidade, o IARC divulgou que em 2022, houve 9 743 832 de mortes em decorrência das diversas patologias agrupadas como câncer (IARC, 2024). A Figura 4 traz os tipos de câncer que mais causaram mortes no ano de 2022, sendo o de pulmão com maior incidência (18,7%), seguido pelo colorretal (9,3%), fígado (7,8), mama (6,9), estômago (6,8).

Já no Brasil a taxa de mortalidade divulgada pelo INCA estima que no ano de 2022 ocorreram 117.512 mortes em indivíduos do sexo masculino em decorrência de algum tipo de câncer sendo o de traqueia, brônquios e pulmões o principal responsável pela mortalidade masculina correspondendo a 13,6% de todas as mortes seguido por próstata 13,5%, cólon e reto 8,8%, estômago 7,5% e esôfago 5,5%. Já as mulheres, 108.318 morreram em decorrência do câncer, sendo o de mama o maior responsável pelos óbitos 16,5%, seguido pelo câncer de traqueia, brônquios e pulmões com 11,6%, cólon e reto 6,1%, pâncreas 5,5% (INCA, 2022).

Figura 4 - Taxa de mortalidade por tipo de câncer no mundo



Fonte: IARC, 2024.

Com o aumento da expectativa de vida ao nível global e influenciado por fatores sociais, culturais e econômicos, a incidência de novos casos de câncer está em ascensão. O IARC projeta que em 2045 surgirão 32,6 milhões de novos casos de câncer em todo o mundo (IARC, 2024). Essas estimativas reforçam a necessidade contínua de investir em prevenção, diagnóstico e tratamento eficaz para enfrentar o desafio crescente do câncer em todo o mundo.

A cirurgia, a quimioterapia e a radioterapia são as três formas de tratamento do câncer, sendo que podem ser usadas separadamente ou em conjunto; suas aplicabilidades dependerão da indicação clínica da doença e do estado geral do paciente (BRASIL, 2021).

### 3.2 Radioterapia

A radioterapia representa uma modalidade de tratamento para o câncer, que utiliza técnicas e equipamentos específicas para irradiar o corpo humano de forma total, local ou

loco-regional (BRASIL, 2022). As técnicas radioterápicas são projetadas para danificar as células e tecidos doentes e preservar o máximo, tanto quanto possível, as estruturas saudáveis adjacentes a região doente (MARTA, 2014). Tais técnicas são classificadas em dois principais grupos: braquiterapia e teleterapia (PEREZ, 2018).

### 3.2.1 Braquiterapia

Braquiterapia é uma técnica de tratamento em radioterapia onde a fonte de radiação, selada, fica próxima ao tumor depositando uma alta dose de radiação no local e preservando o máximo possível os tecidos saudáveis em volta da lesão irradiada. Pode ser aplicada por via intersticial, intracavitária ou na superfície (GIBBSON, 2020).

A braquiterapia pode ser aplicada como único método de tratamento ou pode ser associada a outras técnicas terapêuticas, como a cirurgia, a quimioterapia ou a radioterapia externa (teleterapia) (PEREZ, 2018)

### 3.2.2 Teleterapia

Radioterapia externa ou teleterapia é o nome dado a técnica de tratamento radioterápico onde a fonte de radiação está localizada longe do organismo, através de um acelerador linear (AL) ou outros equipamentos. Consiste na maioria das vezes, em uma aplicação diária de uma dose de radiação, expressa em *gray* (Gy) ou *centigray* (cGy) durante um período pré-determinado (BRASIL, 2021).

## 3.3 Breve relato do surgimento da radioterapia

O surgimento da radioterapia se dá logo após a descoberta dos raios-x por Roentgen em dezembro de 1895. Além do seu uso primário, a produção de imagens do corpo humano, os equipamentos que emitiam radiação passaram a ser usados para tratamentos de lesões no corpo. Em julho de 1889, os cientistas Marie e Pierre Curie anunciaram a descoberta de um

novo elemento radioativo retirado da uraninita que receberia o nome de polônio ( $^{209}\text{Po}$ ), em dezembro daquele mesmo ano eles anunciaram a descoberta de mais um elemento radioativo sendo batizado de rádio ( $^{226}\text{Ra}$ ), elemento esse que passaria a ser utilizado tanto em equipamentos para a aplicação de radiação externa como para aplicação direta na pele, implantados nos tecidos ou inseridos em cavidades do corpo, tais como a boca e colo uterino (NOBRE, 1968; OKUNO E YOSHIMURA, 2010).

Na década de 1950 foi desenvolvido no Canadá, por H.E. Johns as unidades de cobaltoterapia, que utilizavam um radioisótopo do cobalto ( $^{60}\text{Co}$ ). O Césio 137 ( $^{137}\text{Cs}$ ) também foi amplamente usado como radioisótopo em teleterapia, mas caiu em desuso apesar da sua meia vida longa, 30 anos, pois apresentava um rendimento inferior, uma penumbra maior e uma distância isocêntrica menor em relação ao do  $^{60}\text{Co}$ . Sendo assim, podemos ter equipamentos de teleterapia que utilizam fontes de radiação artificial, raios-x ou equipamentos que utilizam fontes de radiação natural (PODGORSAK, 2005; SALVAJOLI, 1999). A teleterapia com fonte artificial pode ser classificada como de ortovoltagem ou megavoltagem (BRASIL, 2022). Hoje em dia, os equipamentos mais difundidos em teleterapia são os ALs (PERES, 2018).

### 3.4 Acelerador linear

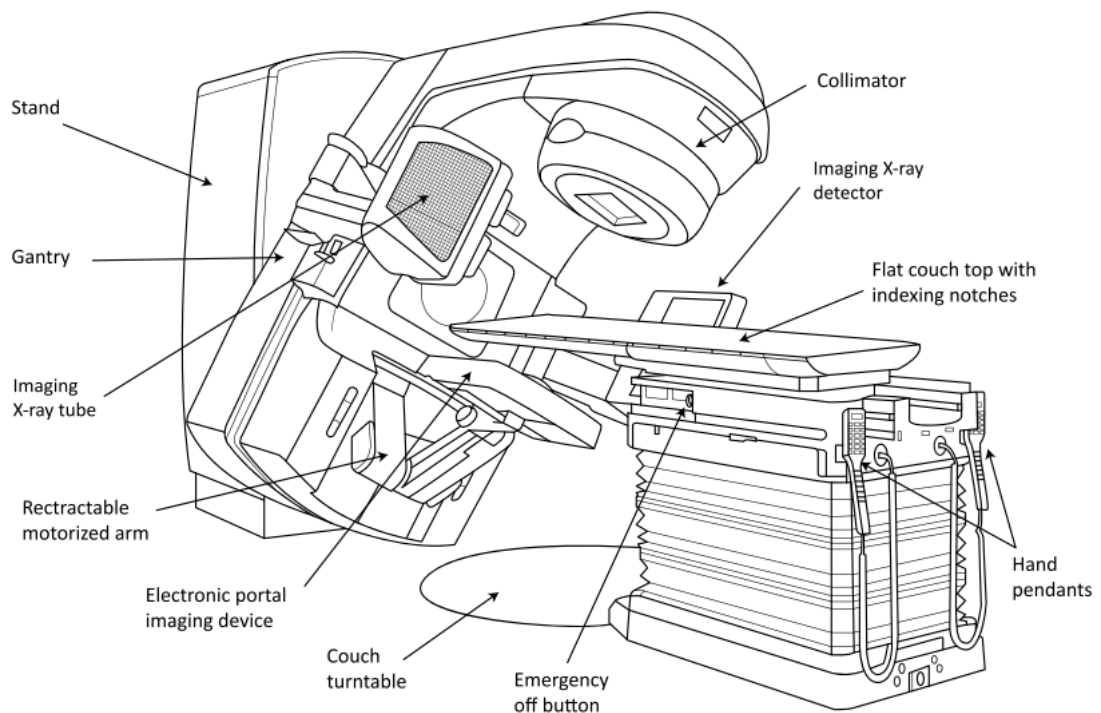
Aceleradores lineares são dispositivos essenciais na radioterapia, utiliza-se de ondas eletromagnéticas para impulsionar partículas carregadas e gerar feixes de elétrons de alta energia, úteis tanto para tratar tumores superficiais quanto para produzir radiação X de megavoltagem para tumores mais profundos (GIBBONS, 2020).

Os ALs modernos usados para tratamentos radioterápicos são frequentemente montados isocentricamente conforme afirma Podgorsak (2005) e dividem-se em 5 partes principais:

- Gantry;
- Suporte do gantry;
- Gabinete modulador;
- Mesa de tratamento;
- Painel de comando

A arquitetura básica de um AL, Figura 5, consiste em um grande braço chamado de gantry, o qual é ligado a um “armário” o suporte do gantry que contém sistemas dos equipamentos, inclusive eletrônicos. Na saída do gantry existe uma estrutura chamada de colimador que pode fazer um giro de 360° em seu eixo. Logo abaixo do gantry está localizada a mesa de tratamento que possui movimentos na horizontal e vertical, além de conseguir fazer um giro de 180° em seu eixo, Figura 6. O painel de comando fica localizado em uma sala próxima à sala de tratamento onde o gantry fica acomodado, próximo à sala de comando fica o módulo ou gabinete modulador que tem como principal modalidade a produção de alta tensão para o gerador de radiofrequência e para o tubo acelerador (SALVAJOLI, 1999; GIBBONS, 2020).

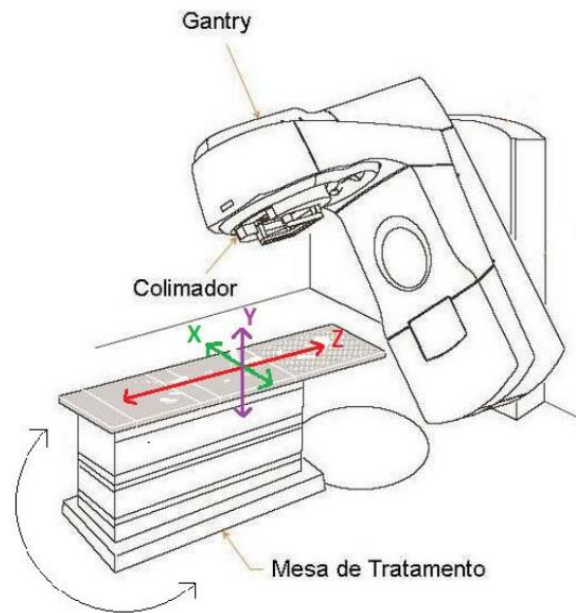
Figura 5 - Arquitetura de um AL



Fonte: OMS, 2021.

O ponto de intersecção do giro de 360° do AL na horizontal com o eixo central do feixe é chamado de isocentro (SALVAJOLI, 2013). O isocentro determina onde a fonte de radiação gira em torno do paciente (SCAFF, 2010).

Figura 6 - Esquemática dos movimentos realizados pelo AL



Fonte: Pereira, 2022.

Existem duas possibilidades de tratamento quando relaciona-se com a posição de isocentro, são elas: técnica distancia fonte superfície (SSD)<sup>7</sup> e técnica distancia fonte-eixo ou isocentrica SAD<sup>8</sup> (PERES, 2018).

A técnica de tratamento SSD, também conhecida como técnica foco-pele é caracterizada pelo isocentro de tratamento estar localizada na superfície do paciente, na pele, Figura 7 A, e a cada campo de tratamento adequa-se a distância da fonte na pele SSD<sup>9</sup> a entrada do campo desejada. Nos ALs a distância SSD é de 100 cm. Uma característica dessa técnica de tratamento é a necessidade do deslocamento da mesa a cada campo a ser irradiado (CAMARGO, 2018; PERES, 2018).

A técnica SAD, também chamada de técnica isocentrica é caracterizada pelo fato da distância ao isocentro, 100 cm nos ALs, ficar dentro do paciente no centro do alvo a ser irradiado (tumor), Figura 7 B. Sendo que a SSD será menor que 100 cm (nos ALs). Com isso o paciente ficará mais próximo do cabeçote do aparelho, o que acarretará uma dose maior na pele. Essa técnica possibilita a vantagem de realizar um único posicionamento do

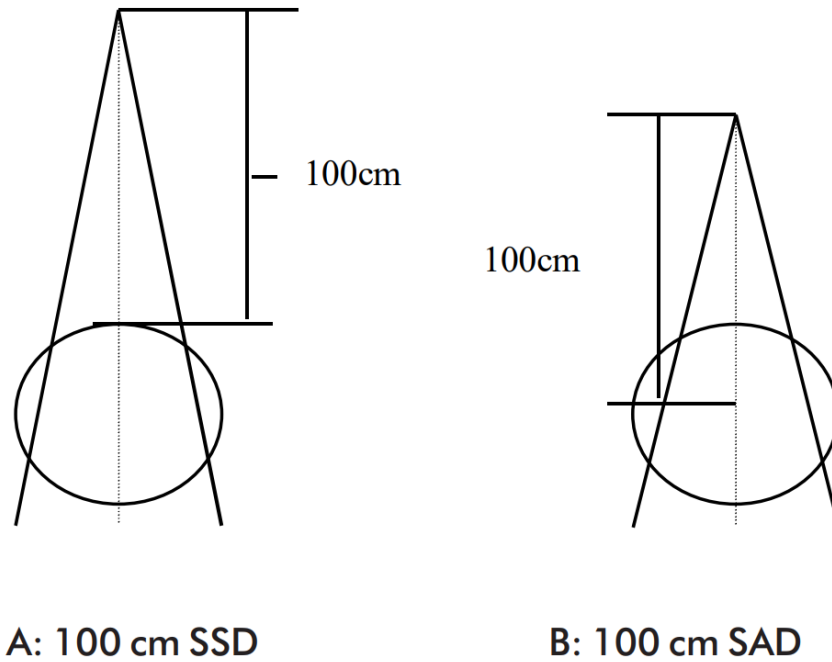
<sup>7</sup> SSD do inglês *Source-to-Surface Distance*

<sup>8</sup> SAD do inglês *Source-Axis Distance*

<sup>9</sup> SSD *Source Skin Distance*

paciente por sítio de tratamento, permitindo assim que o gantry gire em torno do dele (CAMARGO, 2018; PERES, 2018).

Figura 7 - Exemplificação gráfica de SSD e SAD



Fonte: Brasil, INCA, 2000.

#### 3.4.1 Produção de Raios-x nos ALs

A produção de raios-x de megavoltagem nos ALs segue algumas sequências básicas, que independem de marca ou modelo de fabricação. Esse processo está exemplificado na Figura 8. Conforme Salvajoli (2013), segue um breve relato dos passos da produção de fótons de megavoltagem.

— Um gerador de tensão variável libera um elétron em um tubo acelerador, esse tubo é constituído por placas metálicas em formato de disco, com um orifício no centro, na sequência existem inúmeras placas semelhantes paralelamente e ligadas em pares entre si por uma tensão variável;

— Um elétron ao ser liberado no centro da placa negativa irá sofrer ação da força do campo elétrico e irá em direção à placa positiva; ocorrendo no vácuo, essa interação ganhará mais energia e irá ultrapassar sem grandes dificuldades a placa positiva;

— Ao passar para o próximo par de placas o elétron ganhará mais energia e irá encontrar um novo par de placas onde a configuração será de placa negativa atrás e positiva na frente, com esse esquema o elétron será cada vez mais acelerado;

— A este tubo uma onda de radiofrequência de 3.000 MHz será adicionada. Ao ser injetado nessa onda de radiofrequência, um elétron ou um agrupamento de elétrons estará sujeito a força aplicada do campo, o que se ocorrer em um tempo e meio apropriados irá resultar em um aceleração desses elétrons.

— Essas ondas de radiofrequências são geradas em válvulas especiais que podem ser diferentes conforme a energia aplicada. Para energias de até 10 MeV essas válvulas recebem o nome de *magnetron* e para energias acima de 10 MeV são denominadas de *Klystron*. Essas válvulas produzem ondas de radiofrequência que são micro-ondas gerados em pequenos pulsos com duração de aproximadamente 3  $\mu$ s que são enviadas ao tubo acelerador através de um guia de ondas;

— O tamanho do tubo acelerador será fundamental para a energia máxima desejada dos elétrons. Um tubo acelerador de 30 cm de comprimento irá produzir feixes com energia máxima de 4 MeV e tubos com 230 cm de comprimento irá produzir feixes com energia máxima de 20 MeV. A intensidade máxima do campo elétrico acelerador é de 150V/cm, operando-se normalmente com valores inferiores;

— Quando esses elétrons já acelerados deixam o tubo acelerador, normalmente formam um feixe paralelo de aproximadamente 3 mm de diâmetro sendo dirigidos diretamente para um anteparo duro, um alvo metálico, normalmente feito de tungstênio, produzindo assim raios-x de megavoltagem;

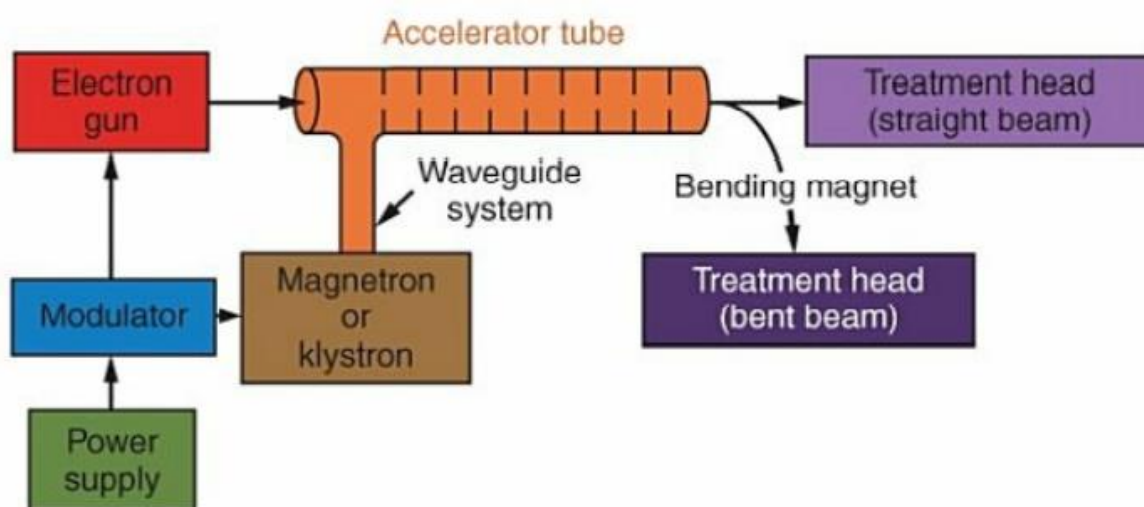
— Os ALs são normalmente arquitetados de forma com que o tubo acelerador fique na horizontal do gantry, portanto antes de colidirem com o alvo o feixe de elétrons devem sofrer uma deflexão magnética, normalmente um looping de 270°;

— A isodose do feixe de raios-x deve ser modificada através de um filtro “achatador” do feixe, uma vez que os raios-x de megavoltagem têm sua distribuição angular acentuada para a frente;

- Existem variações que ocorrem nos ALs que fazem com que não tenham um rendimento (taxa de dose) constante com o tempo. Variações ocorrem devido a oscilações normais e intrínsecas de alguns de seus componentes. Portanto, eles não são calibrados em

termos de cGy/min. Como saída existem duas câmaras de ionização independentes uma da outra, localizadas abaixo do alvo e do filtro achatador do feixe, que garantem que a dose prescrita seja dada. Uma câmara de ionização chega a outra, monitorando a dose, fornecendo leituras digitadas automaticamente no painel de controle, essas leituras são chamadas de “unidades monitoras<sup>10</sup>”.

Figura 8 - Diagrama da produção de fótons em um AL



Fonte: GIBBONS, 2020.

Os ALs podem fornecer mais de um tipo de energia de fóton, além de emitirem energias de elétrons para tratamentos que podem variar de 6 a 30 MeV. Para ativar um feixe clínico de elétrons em um acelerador linear, basicamente deve-se retirar o anteparo de colisão e os filtros de raios-x. O feixe de elétrons para tratamento possui uma magnitude menor do que a corrente de feixe de elétrons destinada a colidir com o alvo para a produção de fótons pelo efeito bremsstrahlung (PODGORSAK, 2005).

### 3.5 Distribuição de dose

Para um tratamento radioterápico eficaz deve-se escolher a energia correta da radiação, além de uma técnica de imobilização que seja eficaz e de fácil reprodutibilidade

<sup>10</sup> A unidade monitora corresponde a calibração de saída do feixe de radiação onde 1 MU corresponde a 1cGy em um campo 10 cm<sup>2</sup> em uma profundidade de 100 cm no isocentro calibrados em um fantoma.

que traga conforto ao paciente durante a execução do tratamento. Para a escolha adequada do tipo de radiação devemos conhecer as propriedades inerentes a cada uma, a sua interação com o meio, assim como aplicá-las ao tratamento.

Radiação é uma forma de energia que se propaga de um ponto ao outro, podendo ser transmitida através do vácuo, do ar ou através de meios materiais. Essas radiações podem ser atômicas ou subatômicas, e podem receber o nome de radiação corpuscular (partículas alfas, elétrons, pósitrons, prótons, nêutrons, entre outros) ou ainda podem ser classificadas como ondas eletromagnéticas (OKUNO e YOSHIMURA, 2010)

São características de uma onda eletromagnética, um campo elétrico e um campo magnético oscilante, perpendiculares entre si, que se propagam no vácuo com velocidade da luz  $c = 3 \times 10^8 \text{ m.s}^{-1}$ . Dependendo da frequência da onda, ela pode ser classificada de formas diferentes, sendo que em ordem crescente, encontramos as micro-ondas, radiação infravermelha, luz visível, radiação ultravioleta, radiação gama (OKUNO E YOSHIMURA, 2010).

O processo em que radiações corpusculares ou eletromagnéticas interagem em um meio, transferindo aos elétrons desse meio, energia suficiente para removê-los do átomo recebe o nome de Ionização. Ao sofrer uma ionização, o elétron ejetado (-) e o átomo remanescente (+) formam um par de íons (SCAFF, 2010).

Um feixe de radiação eletromagnética ionizante, ao se propagar através da matéria, sofre uma redução na sua intensidade e esse processo é chamado de atenuação (SALVAJOLI, 2013).

Ao interagir com a matéria, um fóton produzirá uma partícula ionizante, a qual transfere uma certa energia cinética  $E_{tr}$ , e esta partícula ionizante perde no meio uma energia  $E_{ab}$ , fornecendo uma dose  $D_m$  ao meio. Segundo a sua energia, partículas ionizantes podem ter diferentes alcances, sendo que a deposição da energia no meio (dose) pode ter certa distância entre a interação inicial, onde é transferida a energia do fóton à partícula ionizante em forma de energia cinética. Durante o percurso da radiação ionizante, o volume de ionização crescerá até atingir um valor máximo próximo à posição de seu alcance. Existe uma diferença entre elétrons liberados por radiações de quilovoltagens e megavoltagens, sendo que o primeiro percorre apenas frações de milímetros na água ou tecido e o segundo, produzido com até 20 MV, percorrem até 8 cm no tecido antes de desacelerarem. Portanto, a maior energia depositada por estes elétrons em um meio estará a uma certa distância do

ponto do qual eles foram liberados. Com isso, a fluência de elétrons e a dose absorvida aumentam com a profundidade até atingirem um valor máximo. Por outro lado, a fluência de fótons decresce com a profundidade e, com isso, a fluência de elétrons também diminuirá. Assim, teremos uma profundidade a qual a dose atingirá o seu pico máximo e após decrescerá; esta profundidade também recebe o nome de profundidade de equilíbrio eletrônico ( $d_m$ ) e varia com a energia da radiação (SALVAJOLIE, 2013).

A porcentagem de dose profunda (PDP) é um conceito fundamental em radioterapia, é um termo designado a uma relação porcentual da dose em uma determinada profundidade, em relação à profundidade de dose máxima (SCAFF, 2010).

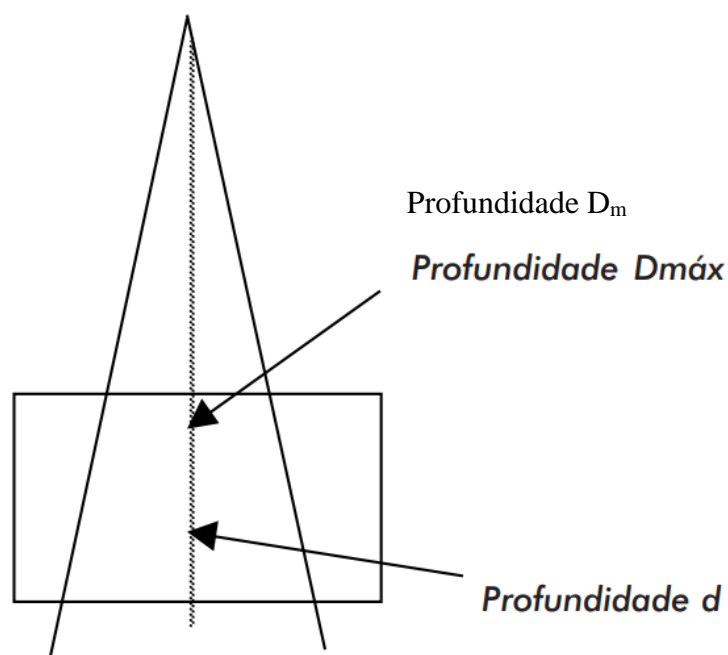
A porcentagem de dose profunda pode ser representada pela seguinte equação,  $P = \frac{D_d}{D_m} 100$  onde:

$P$  = Porcentagem de dose profunda.

$D_d$  = Dose na profundidade “d” no eixo central do feixe.

$D_m$  = Dose na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central do feixe ( $d_m$ ).

Figura 9 - Diagrama de medida de PDP

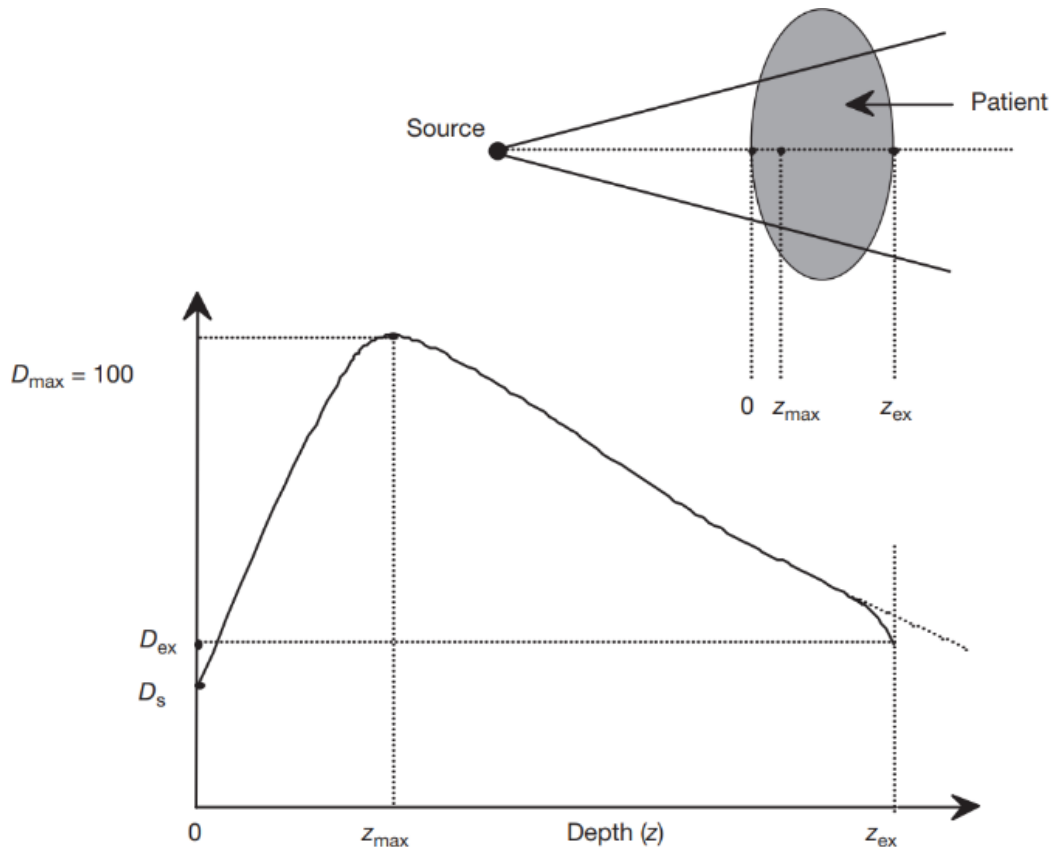


Os feixes de fótons de megavoltagem e o feixe clínico de elétrons interagem de maneira distinta com a matéria, como veremos a seguir.

### 3.5.1 Características dos feixes de fótons

Existem características típicas da irradiação por feixes de fótons de megavoltagem em um dado meio, ao penetrar no meio (paciente) o feixe de fótons irá entregar uma certa dose na superfície  $D_s$ , logo após desse ponto a dose sobe rapidamente até atingir um valor máximo na profundidade  $z_{max}$  e decai exponencialmente até atingir um valor no ponto de saída do paciente  $D_{ex}$  (PODGORSAK, 2005). A região entre a superfície até esse ponto máximo é conhecida como região de *build-up* (PERES, 2018). Essas características de deposição de dose dos feixes de fótons em um meio são demonstradas na Figura 10.

Figura 10 - Características da deposição de dose em um meio por radiação de megavoltagem



Fonte: PODGORSAK, 2005.

Como podemos ver na Figura 10, a porcentagem de dose profunda decresce com o aumento da profundidade devido à atenuação sofrida pela lei do inverso do quadrado da distância; a exceção se dá na chamada região de *build-up*, definida como a região onde a dose aumenta até atingir um valor máximo (SCAFF, 2010). Na Tabela 1, consta os valores de feixes de megavoltagem relacionada com os seus respectivos valores de dose máxima em centímetros em um campo de 10 cm<sup>2</sup> em um simulador de água a uma SSD de 100 cm.

Tabela 1- Energia do feixe de megavoltagem e valores de  $d_m$  em um campo de 10 cm<sup>2</sup> em um simulador de água a uma SSD de 100 cm

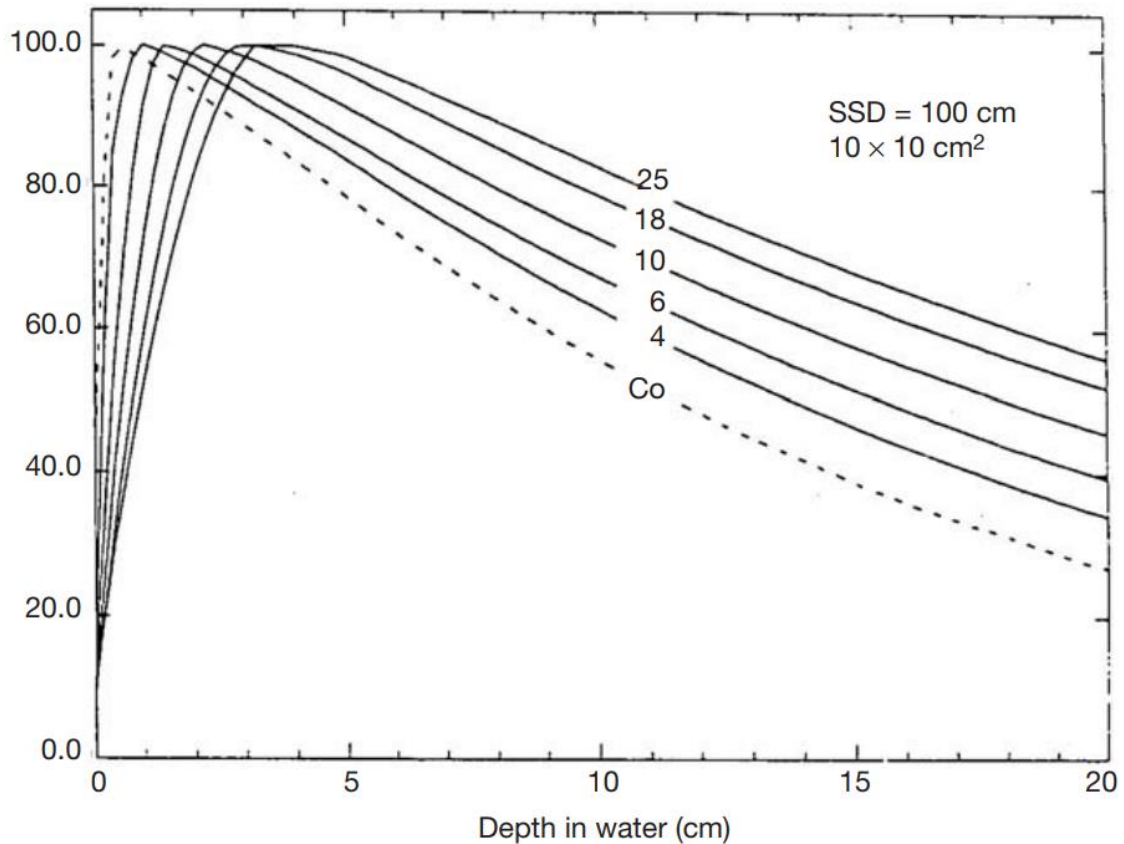
Energia do feixe em MV	$d_m$ cm
4	1,0
6	1,5
8	2,0
10	2,5
18	3,5

Fonte: PODGORSK (2005).

Uma das principais características da distribuição de dose em feixes de fótons de megavoltagem esta relacionada ao fato que a dose na superfície de entrada da radiação  $D_s$  é geralmente muito menor do que a dose máxima que ocorre a uma profundidade  $z_{max}$  abaixo da superfície do paciente (PODGORSK, 2005). O que demonstra a Figura 10, onde a dose entregue por fótons de megavoltagem na região mais superficial do paciente (pele) é menor do que a dose na profundidade.

Já a Figura 11 traz a curva de PDP de feixes de fótons de megavoltagem conforme a Tabela 1, e de <sup>60</sup>Co em um meio simulador de água, com um campo de 10 cm<sup>2</sup> e uma SSD de 100cm.

Figura 11 - Curva de PDP em feixes de Fótons de megavoltagem e  $^{60}\text{Co}$



Fonte: PODGORSK (2005).

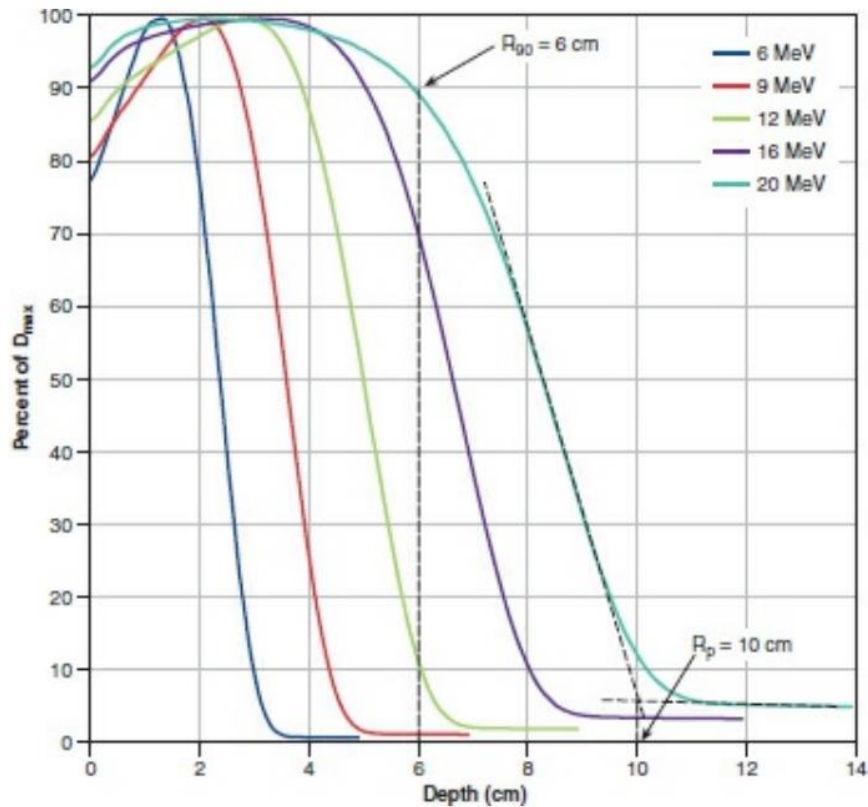
### 3.5.2 Características dos feixes de elétrons

Os primeiros feixes de elétrons de alta energia usados na prática clínica em radioterapia datam da década de 1930 sendo obtidos através de geradores de Van de Graaff (KHAN, 2016) Hoje em dia os feixes de elétrons são obtidos através de aceleradores lineares, sendo que a faixa de energia mais comum na prática clínica fica entre 4 e 20 MeV (SCAFF, 2010).

Clinicamente, os feixes de elétrons são indicados para tratamentos de lesões superficiais, em média até 5 cm de profundidade. Isso ocorre porque os feixes de elétrons, os quais são partículas carregadas, formam um espectro de energia na superfície de interação, tornando-se mais abrangente em profundidade. Ou seja, eles são caracterizados por depositar a energia na superfície de interação. Após essa profundidade, a dose cai rapidamente,

permitindo irradiar o tumor e poupar regiões além dele (KHAN, 2016; PERES, 2018; SCAFF, 2010). A Figura 12 traz uma ilustração gráfica da curva de PDP de feixes de elétrons de 6, 9, 12, 16 e 20 MeV em um acelerador linear Varian TrueBeam (KHAN, 2016).

Figura 12 - Curva de PDP em feixes de elétrons



Fonte: Khan, 2016.

Quando o feixe de elétrons adentra um determinado material, ele percorre poucos centímetros, deposita a sua dose máxima e decai radicalmente até finalizar o seu trajeto. O  $z_{\max}$  do feixe de elétrons dependerá da energia dele. Avalia-se a penetração de um feixe de elétrons no tecido em centímetro como sendo a metade do valor de sua energia em MeV. Observa-se de 80 a 90% da dose máxima em centímetros em cerca de 1/3 a 1/4 da energia dos elétrons (SCAFF, 2010). Na Tabela 2, apresenta-se informações dos valores de energia de feixes de elétrons e os valores aproximados de penetração em cm na curva R90.

Tabela 2 - Energia dos feixes de elétrons em MeV e valores aproximados de penetração expressa em R90 (cm)

Energia dos feixes de elétrons	Penetração expressa em R90 (cm)
6	1,7
9	2,7
12	3,9
18	5,5

Fonte: WHO, (2021).

A perda de energia dos elétrons incidentes ocorre, em maior parte, pela transferência de energia para elétrons orbitais no meio e a taxa de perda de energia por colisão, dependendo, principalmente, da densidade física do material de baixo número atômico. Na faixa de energia usada na prática em radioterapia a perda de energia ocorre aproximadamente a 2,0 MeV por cm em água (KHAN, 2016).

Mesmo os tratamentos com feixes de elétrons entregando uma certa dose na superfície, às vezes, pela localização da lesão é necessário adicionar um dispositivo que deixe a dose máxima em uma região mais superficial, nesses casos adicionamos um recurso chamado bólus ao tratamento.

### 3.6 Bólus

Bólus é um acessório usado em radioterapia que pode ser fabricado de diversos materiais, naturais ou sintéticos, que age como uma camada de tecido para proporcionar um tratamento mais eficaz as lesões superficiais (VYAS, et al. 2013). A principal contribuição deste material está nos valores de dose absorvida em determinada área durante o procedimento radioterápico (SPEZZIA, 2016). Ao colocar um bólus na pele do paciente, tem-se o ponto máximo da dose abaixo do bólus, dessa forma pode-se entregar uma dose suficiente em uma região superficial do corpo humano (ZOMEÑO, 2002).

O bólus pode ser usado em tratamentos radioterápicos com feixe de fótons e de elétrons. (SCRIPES; MORAES; ROCHA, 2006). O feixe de fótons de megavoltagem tem como característica um menor dano na pele, pois ao ser usado para a irradiação de lesões

mais profundas passa pela pele até atingir o pico máximo da dose na profundidade. Já o feixe de elétrons é usado para a irradiação de lesões mais superficiais, ocasionalmente é necessário aumentar a dose próxima da superfície, em ambos os feixes, assim usamos o bólus para esta finalidade (VYAS, et al. 2013).

O bólus para superficializar a dose em determinada região do corpo tem uma espessura uniformizada que pode variar de 0,5 cm a 1,5 cm (PODGORSAK, 2005).

Além de aumentar a dose na superfície, o bólus também pode ser usado como um compensador a falta de tecido em regiões não planares, uniformizando assim, a área a ser irradiada (PODGORSAK, 2005).

### 3.6.1 Tipos de bólus utilizado em radioterapia

Ao longo dos anos, diferentes materiais foram utilizados para a fabricação de bólus, diferentes pesquisadores criaram ou adaptaram matérias que fornecessem valores dosimétricos aceitáveis, uma boa fabricação e reprodução, proporcionando conforto ao paciente e eficácia ao tratamento (SANTOS, 2021).

Esses materiais foram adaptados a partir de elementos cotidianos, provenientes ou não do departamento de radioterapia, tendo, obrigatoriamente, o material de escolha propriedades muito próximas do corpo humano (PODGORSAK, 2005).

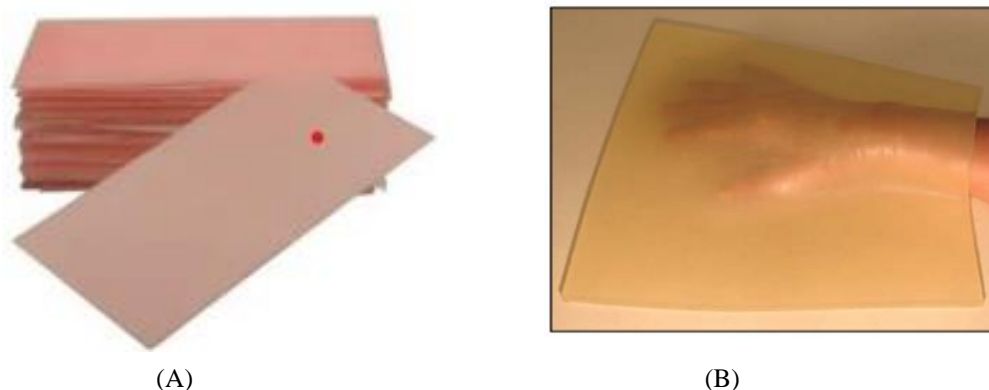
Os materiais usados para a fabricação de bólus variam desde água, passando por adaptações de materiais até a mistura de vários compostos (VYAS, et al. 2013). A escolha do material deve considerar que a sua densidade necessita ter valor próximo ao da água, uma vez que este componente é predominante no corpo. (SALVAJOLI, 1999). É imprescindível que o bólus esteja em contato direto com a superfície a ser irradiada, adaptando-se satisfatoriamente a região de tratamento, evitando assim regiões de ar (SPEZZIA, 2016; PODGORSAK, 2005).

Em regiões não planares, bolsas com água em contato com a superfície ou em cavidades são comumente utilizados para uniformizar a dose de radiação (VYAS, et al. 2013).

Cera vermelha usada na área odontológica, Figura 13 A, gaze molhada com água e vaselina pastosa são exemplos de materiais comuns usados na prática clínica (SCRIPES; MORAES; ROCHA, 2006). O Bólus ainda pode ser fabricado com papel celofane ou sacos de arroz nas extremidades, ou na região da cabeça nos casos de tratamentos de irradiação de corpo total (TBI)<sup>11</sup> (PODGORSAK, 2005).

No departamento de radioterapia, além da fabricação de bólus é comum encontrarmos bólus comerciais como podemos encontrar no catálogo do site *Eckert & Ziegler*<sup>12</sup>, com acesso no dia 21 de janeiro de 2024, onde é ofertada uma gama de bólus industriais, o mais comum é conhecido como bólus de gel, Figura 13 B, é fabricado com tamanhos e formatos padrões, indicados para o uso em teleterapia com feixes de fótons e elétrons. Em alguns casos o bólus comercial não tem a aderência completa ao corpo como esperado, principalmente em áreas irregulares da anatomia humana, criando assim espaço entre a pele e o material, questão essa indesejável.

Figura 13 - (A) Cera vermelha de uso odontológico, (B) bólus comercial de gel



Fonte: RPDINC, 2019.

Outro tipo de bólus comercial são as esferas termoplásticas, que recebem o nome comercial de *ADAPT-IT™*, Figura 14. Eles são compostos em formato de esferas que em contato com água quente se unem e amolecem, podendo assim ser moldados na região de

---

<sup>11</sup> Técnica de tratamento radioterápico onde é irradiado todo o corpo do paciente, normalmente empregado em protocolos de transplante de medula óssea.

<sup>12</sup> *Eckert & Ziegler* Catálogo, página eletrônica [Produtos | Eckert & Ziegler Médico \(ezag.com\)](https://www.ezag.com)

interesse, assumindo formatos e espessuras diferentes conforme a região de tratamento, possuem uma densidade de  $1,1 \text{ g/cm}^3$  (RPDINC, 2019).

Com o avanço das tecnologias, a fabricação de bólus ganhou outros ares, partindo de imagens tridimensionais. Com o auxílio de softwares específicos, é possível realizar a impressão 3D de um bólus proposto virtualmente após a realização da tomografia de planejamento, tornando o tratamento ainda mais exclusivo e personalizado (SANTOS, 2021).

Figura 14 - Bólus comercial, esferas termoplásticas



Fonte: RPDINC, 2019.

Involuntariamente, outros adereços, sejam relacionados ao tratamento radioterápico ou não, podem causar efeito bólus sobre a região a ser tratada.

A máscara termoplástica é um acessório comercial usado em tratamentos radioterápicos da região da cabeça e pescoço. Sua principal função é garantir a entrega de dose na região delimitada pelo médico e evitar a entrega de dose em órgãos em risco. A máscara termoplástica pode causar efeito bólus durante o tratamento e isso deve ser considerado durante o planejamento do tratamento (VYAS, et al. 2013).

A pesquisa realizada por Pereira (2022) investigou a influência de lençóis e cobertores sobre o feixe de radiação de fótons e elétrons. Os resultados indicaram que, para feixe de fótons, o uso de até três lençóis e um coberto não afeta a entrega da dose. No entanto,

para os feixes de elétrons com energia de 6 MeV recomenda-se o uso máximo de até dois lençóis. Para feixe de elétrons mais energéticos é possível usar até três lençóis. A autora da pesquisa desaconselha o uso de cobertores sob o feixe clínico de elétrons durante o tratamento radioterápico, pois isso pode afetar a dose entregue ao paciente.

Curativos molhados também podem causar efeito bólus como demonstrou a pesquisa de Rashib et al. (2017), onde os autores concluem que os curativos podem aumentar a dose na superfície e desaconselham o uso dos mesmos durante o tratamento radioterápico.

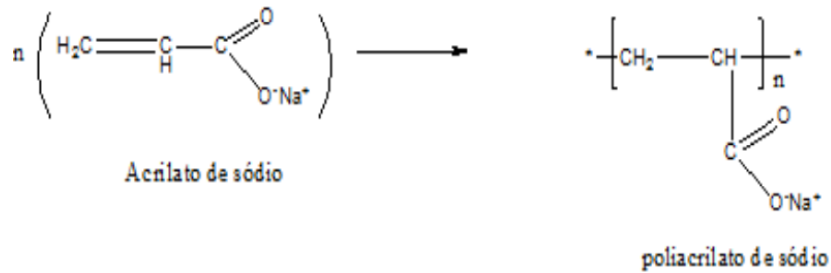
### 3.6.2 Fralda descartável: Composição e propriedades dos polímeros superabsorventes

Fraldas descartáveis são materiais amplamente utilizados em higiene pessoal, usualmente a sua composição é formada por (MARCONATO; FRANCHETTI, 2002):

- Filme de polietileno.
- Polpa de celulose.
- Polímero superabsorvente (PSA).
- Não tecido de polipropileno.
- Elásticos
- Adesivos termoplásticos.
- Faixa de ajuste frontal.

O material responsável por absorver o líquido nas fraldas descartáveis é chamado de polímeros superabsorventes, os quais são um grupo de materiais sintéticos cuja principal propriedade é a absorção e retenção de uma grande quantidade de líquido dentro da sua estrutura (MANZANO, et al., 2021). Os PSA podem ser formados por dois tipos de materiais: a poliácridamida ou o poliácridato de sódio, cuja estrutura molecular está ilustrada na Figura 15. O primeiro está em desuso por formar uma grande quantidade de massa após o contato com a água, enquanto o segundo diminuiu o volume das fraldas em 50% aumentando a sua qualidade (MARCONATO; FRANCHETTI, 2002). A polpa de celulose faz parte do mecanismo de absorção das fraldas descartáveis e atua auxiliando o PSA a absorver os líquidos corporais (SANTOS, 2015).

Figura 15 - Estrutura da molécula de acrilato de sódio e a estrutura do poliacrilato de sódio.

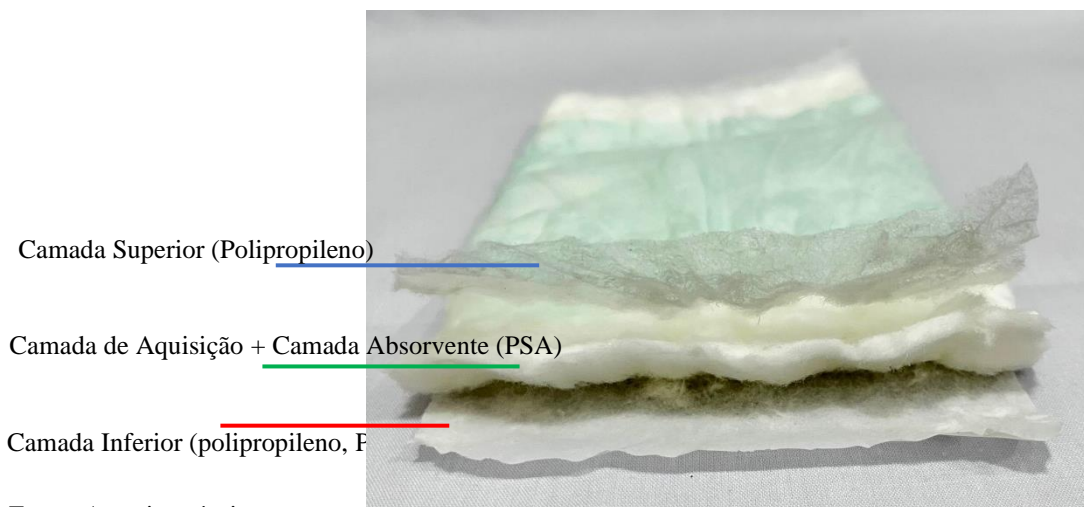


Fonte: TAKAYA, 2014.

PSA são redes hidrofílicas que tem a capacidade de absorver grandes quantidades de líquido do ambiente, como água ou solução aquosa, e de reter esse líquido dentro da sua estrutura, sem dissolução. Essa absorção pode ser de 200 a 300 vezes o volume da sua massa. Quando destinado para fraldas descartáveis, ele pode absorver até 30 vezes o volume da sua massa original. Quando destinado a fraldas, a capacidade de absorção do PSA cai pela concentração de íons presentes nos fluidos corporais (MANZANO, et al., 2021; SANTOS, 2015).

A proporção dos materiais que compõem a parte absorvente da fralda descartável varia de fabricante para fabricante, entretanto a estrutura básica é recorrente e está ilustrada na Figura 16.

Figura 16 - Partes básicas da camada absorvente de uma fralda descartável

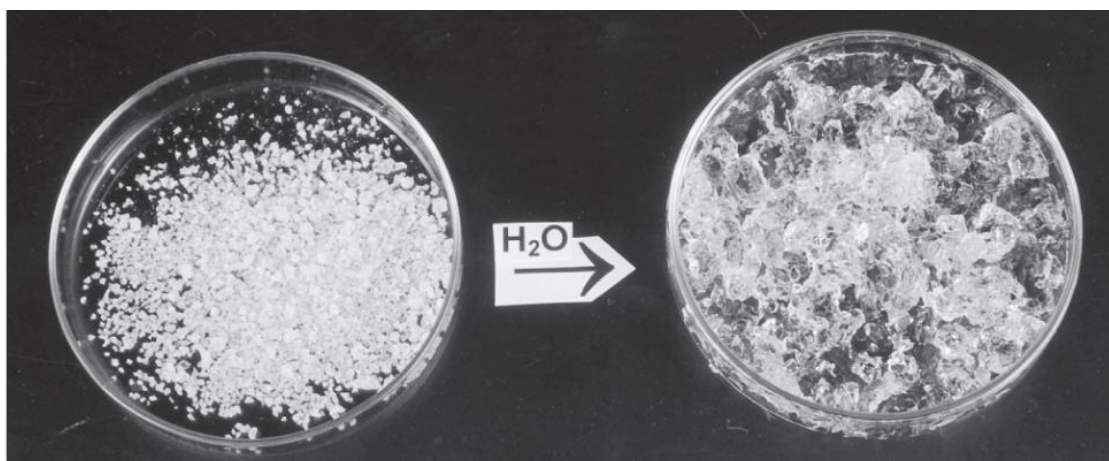


Fonte: Autoria própria.

A Figura 16 tras uma amostra da parte absorvente da fralda descartavel Luna fral em um corte onde é possível visualizar as camadas que compoes essa região. A linha azul tras a camada superior de polipropileno, que em situações convencionais de uso fica em contato direto com a pele, a linha verde tras a camada de aquisição formada por fibra de celulose e os PSAs , já a camada inferior, linha vermelha, é contituida de polipropileno e fita de polietileno.

Após o contato com líquidos, o PSA adquire uma textura de gel (LILI, 2007; TAKAYA, 2014). A Figura 17 demonstra a capacidade do poliacrilato de sódio de aumentar o volume original da sua massa após contato com água.

Figura 17 - Amostras de poliacrilato de sódio antes e após o contato com água



Fonte: Marconato; Franchetti, 2002.

A Figura 17 demonstra a capacidade do poliacrilato de sódio de aumentar de volume na presença de líquido, assim como a modificação da sua estrutura, que após umedecido adquire uma textura de gel.

Marconato e Franchetti (2002) propuseram a observação da capacidade de absorção do poliacrilato de sódio. O experimento consistiu em separar cinco amostras do produto (na forma comercial de cristal d'água), pesando cada amostra 0,25 g. Essas amostras foram colocadas em diferentes béqueres, aos quais foram acrescentadas 50 ml de diferentes amostras de água e solução salina. Após 30 minutos, os géis formados pela mistura do líquido com o poliacrilato de sódio foram peneirados para retirar o excesso de líquido e

pesados novamente. Como resultado, observou-se que a água destilada foi mais absorvida do que a solução com 10% de NaCl<sup>13</sup>. Os resultados completos estão na Tabela3.

Tabela 3 - Aumento da massa do poliacrilato de sódio após contato com diferentes amostras de água e solução salina

Amostra	Massa de poliacrilato de sódio / g	Massa de poliacrilato de sódio hidratado / g
Água destilada	0,25	35,25
Água mineral	0,25	29,98
Água da torneira	0,25	21,51
Solução (NaCl 1%)	0,25	4,77
Solução (NaCl 10%)	0,25	3,08

Fonte: Adaptado de Marconato e Franchetti (2002).

Quanto maior a concentração de NaCl na água, menor será o volume de água absorvido pelo PSA. Isso ocorre devido à menor diferença de concentração entre a solução e o interior do polímero (CURI, 2006).

### 3.7 Dosimetria

A dosimetria é fundamental para avaliar a exposição à radiação e garantir a segurança na sua aplicabilidade. O termo dosimetria refere-se a medida da dose de radiação depositada em um meio. Para uma dosimetria eficiente, deve-se considerar três aspectos (BRASIL; INCA, 2000):

- Um meio que reproduza o tecido humano (fantoma).
- Dosímetros clínicos precisos que associem as grandezas medidas as grandezas físicas para determinar a dose absorvida pelo tecido (fantoma).
- Determinação da forma de realizar a medição da radiação e a associá-la à dose absorvida pelo tecido.

<sup>13</sup> NaCl fórmula química do cloreto de sódio.

As câmaras de ionização são instrumentos usados para realizar a dosimetria do feixe de radiação. Elas podem ser ligadas a um eletrômetro, Figura 22, através de um cabo, o qual mostra a leitura realizada pelas câmaras de ionização (SALVAJOLI, 2013). Elas realizam a medição de taxas de  $kerma^{14}$  (K) no ar e da dose absorvida, sendo a medição o resultado da coleta de todos os íons primários, gerados pela radiação incidente, isso ocorre pela diferença de potencial aplicado (ALONSO, 2016).

Existem vários tipos de detectores, para a escolha adequada deve-se considerar o tipo de radiação, sua intensidade e a variação dela no espaço e no tempo (ALONSO, 2016).

### 3.7.1 Fantomas

Fantomas são dispositivos projetados para simular o corpo humano, podendo ser líquidos ou sólidos. A densidade do material utilizado nos fantomas deve ser próxima à do corpo humano, uma vez que essa é a referência em radioterapia. Um fantoma antropomórfico simula exatamente o corpo humano de um homem de estatura média, com densidades semelhantes às dos ossos e a órgãos. Placas de água sólida, tem uma densidade de  $1,0 \text{ g/cm}^3$ , que é igual à da água. (BRASIL, INCA, 2000).

## 3.8 Tomografia Computadorizada

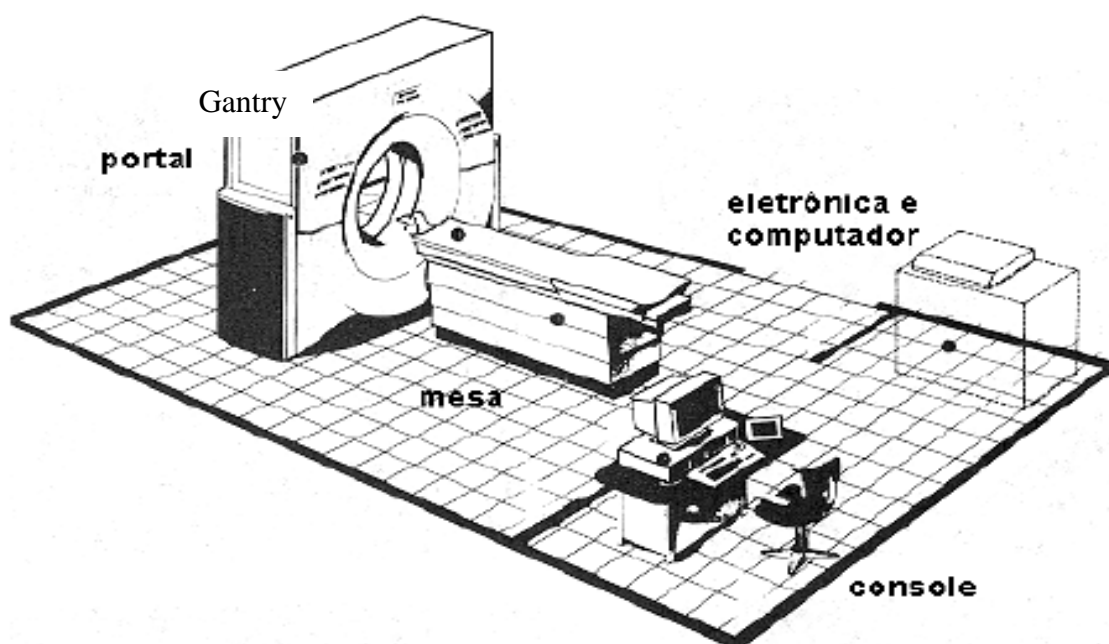
A tomografia computadorizada é um método de diagnóstico por imagem que permite a visualização de estruturas internas do corpo humano através de imagem em planos anatômicos (cortes axiais). A Figura 18 demonstra a divisão do aparelho de tomografia que pode ser simplificada da seguinte forma (MOURÃO, 2017):

- Ganty,
- Mesa,
- Console.

---

<sup>14</sup> Kermado inglês: *Kinetic Energy Released in the Medium*. Quantidade que descreve o primeiro passo na absorção da radiação pela matéria (transferência de energia dos fótons aos elétrons do meio).  $k = \frac{dE_{tr}}{dm}$ , onde  $dE_{tr}$  é a soma de todas as energias cinéticas iniciais dos elétrons liberados pelos fótons num volume de massa  $dm$  (SALVAJOLI, 2013).

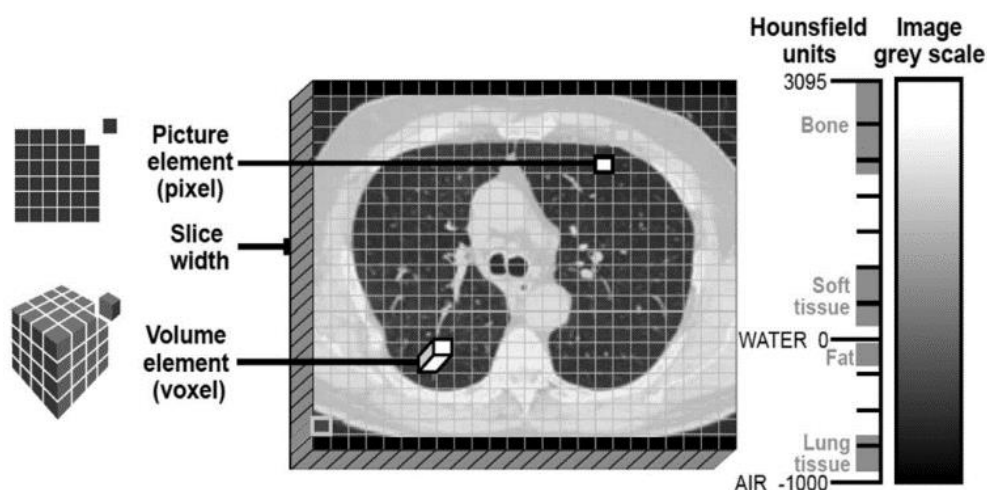
Figura 18 - Divisão das partes que compõem o equipamento de tomografia computadorizada



Fonte: Adaptado de SOARES, 2016.

A tomografia computadorizada produz imagens a partir da diferença de atenuação das diferentes estruturas de um objeto (corpo humano). Em uma extremidade do gantry os raios-x são produzidos por uma ampola, acionada ao mesmo tempo, em que faz um movimento circular de  $360^\circ$  ao redor do objeto a ser estudado. Essa radiação sai em formato de leque e irá interagir com o paciente. Após essa interação será capturada por um conjunto de detectores que está localizada exatamente na extremidade oposta ao tubo de raios-x. Esses detectores de raios-x, converte a radiação em sinais elétricos e, por fim, em imagens digitais. Essas imagens são quantificadas em HU, Figura 19, variando de  $-1.000$  a  $+3.000$ , onde valores negativos representam ar, valores positivos próximos a  $+3.000$  representam material denso como osso, e a água tem um valor de  $0$  HU (AMARO JUNIOR; YAMASHITA, 2001; BUSHONG, 2011).

Figura 19 - Aplicação da escala de Hounsfield em uma imagem tomográfica



Fonte: CAMPOS; DIAZ (2018).

A Figura 19, uma imagem tomográfica (corte axial) da região do tórax, demonstra a estrutura de uma imagem tomográfica que é composta por um conjunto de pixel, que é o menor elemento de uma imagem digital, distribuídos em uma matriz, o voxel é o elemento de volume da imagem tomográfica. Cada pixel irá trazer um valor de tom de cinza que formará a imagem final. O raio X ao interagir com diferentes estruturas do corpo irá sofrer diferentes graus de atenuação, essa diferença de atenuação irá formar os diferentes tons de cinza presentes em cada pixel. A diferença de atenuação está relacionada com a HU, ou seja, cada pixel terá um valor diferente de HU, sendo que estruturas menos densas como os pulmões irão atenuar menos radiação apresentando-se na imagem com tons mais escuros, próximos a - 1000. Já estruturas mais densas que atenuam mais radiação como o osso irá apresentar-se na imagem com um tom de cinza mais claro, próximo do branco com valores de HU mais próximos de 1000. As demais estruturas do corpo humano como vasos sanguíneos, músculos, tecido adiposo irá sofrer diferentes graus de atenuação e ficaram entre os dois extremos apresentados.

### 3.9 Caracterização do bólu

Sripes; Moraes e Rocha (2006) verificaram a densidade eletrônica e a equivalência a água de cera vermelha de uso odontológico e gaze vaselinada, ambos usados como bólu em radioterapia. Os materiais passaram por uma varredura tomográfica para serem

analisados a densidade eletrônica. Como resultado das análises tomográficas da cera e da gaze, observou-se que a densidade dos materiais são respectivamente 11% e 15% menores que a da água. Os autores concluíram que a variação da densidade do bólus fabricado com gaze e vaselina se deve ao processo de sua fabricação.

Em sua tese de doutorado, Barbagelata (2022) realizou a implementação de um método de construção de um bólus 3D para uso em radioterapia com feixe de fótons. Para avaliar a densidade eletrônica do material proposto a pesquisadora realizou uma tomografia e posteriormente importou para um software onde aferiu as HUs do material e posteriormente equiparou a densidade eletrônica relativa.

Pesquisadores como Benoit, Pruitt e Thall (2009), fabricaram e mediram a densidade de um bólus produzido com gaze molhando-a com água, os pesquisadores confeccionaram três amostras com diferentes espessuras (0,75, 1,02 e 1,20 g/cm<sup>3</sup>) e compararam com a densidade equivalente do bólus industrial “*Superflab*®”. Para aferir a densidade do produto produzido, os autores usaram um paquímetro nas suas quatro extremidades e uma balança para verificar o seu peso. Já As medidas dosimétricas foram realizadas com uma câmara de ionização de placas paralelas e lidas por um eletrômetro, a radiação foi emitida por um acelerador linear com energia de 6 MV em três diferentes tamanhos de campo (4, 7 e 10 cm<sup>2</sup>) e com profundidades diferentes 0,5 e 3,0 cm. Como conclusão, os autores apontaram que o bólus com densidade de 1,02 g/cm<sup>3</sup> era equivalente ao bólus industrial “*Superflab*®”, e apontaram que o material testado era de fácil fabricação e reprodutibilidade além de possuir um baixo custo. Possui a capacidade de se adequar a regiões diversas do corpo humano.

Banaee et al. (2013), confeccionaram amostras de bólus de gaze com água e toalha com água. Para estabelecer a densidade das amostras produzidas, mediram-nas com um paquímetro (espessura, comprimento e largura) e pesaram com o auxílio de uma balança. Para estabelecer a densidade usaram a fórmula:  $p = \frac{m}{v}$  onde p é a densidade, m peso e v o volume. Posteriormente realizaram a dosimetria dos materiais com dosímetros TLDs com feixes de fótons de <sup>60</sup>Co, 6 MV e 10 MV. Para cada medida realizada foram usados os seguintes parâmetros: AL Varian, tamanho de campo de 10 cm<sup>2</sup>, uma SSD de 100 cm e 100 cGy nas profundidades de dose máxima para cada energia e 10 placas de água sólida sob o material para preparar o ponto de equilíbrio eletrônico. Foram realizadas três medidas para cada amostra e posteriormente realizada uma média das três medidas. Os autores comparam as amostras produzidas com o bólus industrial superFlab. Como resultado os pesquisadores

encontraram variações nas medidas que chegaram até 14,49 % para gaze úmida e 13,64% para a toalha úmida e concluíram que o bólus fabricado com gaze e água e toalha umedecida com água não são equivalentes eficazes para o bólus industrial, nas discussões houve apontamentos de outros estudos que discordam dos resultados obtidos pelos autores que justificam a mesma pela variação inerente da reprodutibilidade da fabricação deste produto.

Sabendo que gaze molhada tem um efeito bólus Rashid et al. (2017) investigou a influência de diferentes curativos como bólus durante o tratamento radioterápico. Para a mensuração da radiação foram utilizados feixes de fótons de 6 e 10 MV e feixes de elétrons de 6 e 15 MeV provenientes de um AL Siemen Primus Linac modelos 3347, câmara de ionização de placas paralelas da marca Markus®fantomas inseridas em placas de água sólida (30 cm x 30 cm x 15 cm), tamanho de campo de 10 cm<sup>2</sup> com o gantry e colimador a 0° a uma distância SSD de 100 cm, com 100 MU. As medições foram realizadas sem e com os materiais de curativo (secos e molhados). Os autores concluíram que os curativos podem aumentar a dose em superfície em até 90% para feixe de fótons, recomendando assim a retirada dos curativos ou considerá-los ao cálculo.

Oliveira et al. (2019) fabricaram 14 amostras de bólus usando concentrações diferentes de água, glicerina bidestilada, gelatina e formol, para serem usadas como material alternativo e de baixo custo ao bólus industrial. Para verificar a densidade de massa e a homogeneidade das amostras, os pesquisadores fizeram medidas diretas de massa e volume, assim como uma análise dos valores das HU através das análises das imagens tomográficas no TPS Eclipse. Essas mensurações foram realizadas em três cortes diferentes das imagens de cada amostra, duas nas regiões próximas às extremidades e uma na região central. Para analisar os dados coletados foram realizadas medias e desvio padrão dos valores de HU médios e dos valores máximos e mínimos de cada imagem. As amostras confeccionadas foram analisadas por três diferentes pesquisadores para avaliar o grau de maleabilidade de cada uma, para tal usaram uma escala de zero a cinco onde, zero é pouco maleável e cinco muito maleável. Para realizar a dosimetria das amostras os pesquisadores, com base nos critérios de maleabilidade e densidade, escolheram as amostras M e N. A dosimetria ocorreu em um AL Varian CX com câmara de ionização de placas paralelas PPC05, IBA *dosymetry*, com um conjunto de fantomas de água sólida PTW RW3, a uma distância da fonte a superfície de 100 cm com um tamanho de campo de 10 cm<sup>2</sup> com energia de fótons de 6 MV e de elétrons de 6 e 18 MeV. Para a dosimetria com os feixes de elétrons foi acrescentado um aplicador de 10 cm<sup>2</sup>. Foram realizadas medidas das amostras e medidas sem as amostras

diretamente sobre as placas de água sólidas. Como discussão e resultados os pesquisadores disseram que a amostra N não é eficaz para confecções de bólus maiores que três cm, já a amostra M é menos maleável que a N mas as suas propriedades são preservadas após o endurecimento das amostras, para o uso clínico em radioterapia que vai até 1,5 cm de espessura as duas amostras tem boa reprodutibilidade. Já os valores de HU tiveram uma diferença de 13% em relação a densidade de massa da água e de 8 % quando comparada a água sólida. Os valores da dosimetria mostraram que para o feixe de fótons de 6 MV as curvas de PDP até 1,5 cm de profundidade sofreram uma variação de até 3% para a amostra M e uma diferença máxima de 5% para a amostra N. Já para o feixe clínico de elétrons de 6 MeV a diferença foi de 6% para a amostra M e 17% para a amostra N. Por fim, segundo os autores a energia de elétrons de 18 MeV mostrou uma boa concordância com curvas menores que 1,5% para até 1,5 cm de profundidade. Eles concluíram que a amostra M obteve ao melhor resultado nas três energias medidas, sendo, portanto, definida como a melhor amostra produzida no estudo.

## 4 MATERIAIS

Para o presente estudo, utilizou-se a infraestrutura da Casa de Saúde Santa Marcelina, localizada em Itaquera, São Paulo, Brasil, que conta com os seguintes materiais:

- Tomógrafo Toshiba, linha Alexion modelo TSX034A de 16 canais, adaptado para as simulações de radioterapia.
- Acelerador linear *Varian Medical Systems* modelo *Clinac CX NS 6564*.
- Eletrômetro, IBA.
- Câmara de ionização modelo IC-15, fabricação IBA.
- Câmara de ionização de placas paralelas modelo PPC05, fabricação IBA.
- Eletrômetro.
- Fantoma de placas de água sólida RW3 da PTW Dosimetry de diferentes espessuras.
- Fantoma antropomórfico.
- Sistema de planejamento Eclipse™ versão 16.1.
- Bólus comercial *Superflab*® de 0,5 cm e de 1,0 cm.
- Fralda descartável.
- Materiais diversos (tesoura, régua, agulha descartável 1,2 × 40 mm, seringa de 20 ml, soro fisiológico).

### 4.1 Tomógrafo Toshiba

Para o presente estudo foi utilizado um tomógrafo clínico da marca Toshiba, modelo Alexion TSX034A de 16 canais, Figura 20. Esse tomógrafo, é adaptado para a realização das simulações de radioterapia.

Figura 20 - Tomógrafo Toshiba, modelo Alexion TSX034A



Fonte: BIMEDS.<sup>15</sup>

A figura 20 demonstra a arquitetura do tomógrafo Toshiba, modelo Alexion TSX034A. Nela observa-se o gantry (onde encontra-se o tubo de raios X e o conjunto de 16 detectores presentes neste modelo) e a mesa de exames.

#### 4.2 Acelerador linear

O AL ao qual o presente estudo utilizou-se para realizar a dosimetria é de fabricação da *Varian Medical Systems*, modelo *Clinac CX NS 6564*, Figura 21. Ele possui energias de elétrons de 6, 8, 9,12 e 18 MeV, e energia de fótons de 6 e 10 MV. O sistema também inclui imagens *Portal Vision (PV)* e *Cone Beam Computed Tomograph (CBCT)*.

---

<sup>15</sup> BIMEDS, página eletrônica, disponível em: < [TOSHIBA ALEXION 16 | Bimedix](#) >.

Figura 21 - Acelerador linear Varian Medical Systems modelo Clinac CX NS 6564



Fonte: Autoria própria.

### 4.3 Câmaras de ionização

A câmara de ionização de placas paralelas modelo PPC05, de fabricação IBA, deve ser ligada a um eletrodo Figura 22, é projetada para realizar dosimetria com deíxes de fótons, elétrons e prótons. Ela é utilizada tanto para dosimetria absoluta quanto relativa de feixes de elétrons acima de 2 MeV. São câmaras a prova d'água, constituída de plásticos condutores e plásticos altamente isolantes PEEK e EPI, Figura 23 B. O material do eletrodo coletor é grafitizado em PEEK. A câmara é projetada para ter uma janela de entrada sensível e rígida com 1 mm de espessura. Possui um pequeno volume coletor com espaçamento entre as placas de 0,6 m, diâmetro de 9,9 mm e anel protetor de 3,4 mm de largura.<sup>16</sup>

---

<sup>16</sup> IBA, página eletrônica [Detectors-RD- -AD Rev.3 0718 E.pdf \(iba-dosimetry.com\)](http://iba-dosimetry.com), detectors, for relative and Absolute dosimetry.

Figura 22 - Eletrômetro IBA



Fonte: Autoria própria.

Figura 23- (A) Câmara de ionização modelo IC-15 e (B) Câmara de ionização de placas paralelas modelo PPC05, ambas de fabricação IBA.



(A)

(B)

Fonte: Autoria própria.

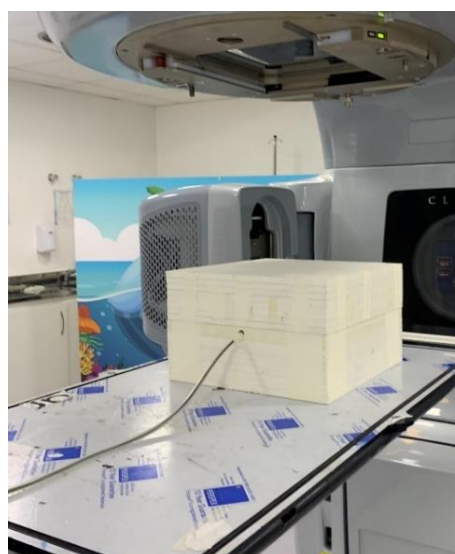
#### 4.4 Fantoma

A Figura 24 A demonstra um Fantoma antropomórfico, estudo já a Figura 24 B mostra um Fantoma de placas de água sólida RW3 da PTW Dosimetry de diferentes espessuras, ambos utilizados no presente estudo.

Figura 24 - (A) Fantoma antropomórfico e (B) Fantoma de água sólida



(A)



(B)

Fonte: Autoria própria.

#### 4.5 Bólus industrial

O bólus industrial *Superflab*<sup>®</sup>, mais conhecido como bólus de gel, é um material amplamente usado como bólus nos departamentos de radioterapia. É vendido comercialmente em diversos tamanhos, sua composição é de um gel de óleo sintético patenteado. Possui uma densidade de 1,02 g/cm<sup>3</sup>. Pode ser usado em tratamentos com feixes de fótons e elétrons. Pode ser lavado com água e sabão e reutilizado. O catálogo de vendas

on-line, *Radiation Products Design, Inc.*<sup>17</sup>, cujo acesso ocorreu em 28 de abril de 2024 diz que para regiões irregulares como a parede torácica é aconselhável o uso de um acessório chamado *Spandage* para que o bólus superFlab mantenha contato direto com a pele do paciente.

#### 4.6 Materiais usados para a fabricação das amostras: Fralda descartável

A fralda descartável utilizada para a confecção das amostras pertence à marca Luna Fral<sup>®</sup>, tamanho G, Figura 25, recomendado para uso em adultos. Sua comercialização é realizada em embalagens com oito unidades. A composição da fralda inclui: fibra de celulose, fibras de polipropileno, polímeros termoplásticos, polímero superabsorvente, fita reposicionáveis, filme de polietileno e elástico.<sup>18</sup>

Figura 25 - Material utilizados para confeccionar os moldes de bólus (fralda descartável Luna Fral<sup>®</sup>)



Fonte: Catálogo eletrônico M.N.P Custódio.

<sup>17</sup> , *Radiation Products Design, Inc.*, página eletrônica, [2019-Full\\_Catalog.pdf \(rpdinc.com\)](https://www.rpdinc.com). Catálogo de produtos usados em radioterapia.

<sup>18</sup> M.N.P Custódio Catálogo, página eletrônica, [luna-fral.pdf \(mnncustodio.com.br\)](https://www.mnncustodio.com.br), Catálogo de produtos.

#### 4.6.1 Materiais usados para a fabricação das amostras: Soro fisiológico

O soro fisiológico usado para a confeccionar as amostras pertence à marca Baxter. Para as embalagens com 500 ml, cada 100 ml contém: cloreto de sódio 900 mg, água para injeção QSP 100 ml, sódio 154 mEq/L, pH aproximado 5,0, osmolaridade aproximada de 308 mOsmol/L, uso intravenoso, solução estéril e apirogênica. Conservar em temperaturas ambiente (15 °C — 30 °C).

## **5 DESENVOLVIMENTO METODOLÓGICO**

Realizou-se nesse trabalho a comparação de um bólus de fabricação própria com um bólus comercial, através de uma caracterização dosimétrica e das propriedades de atenuação.

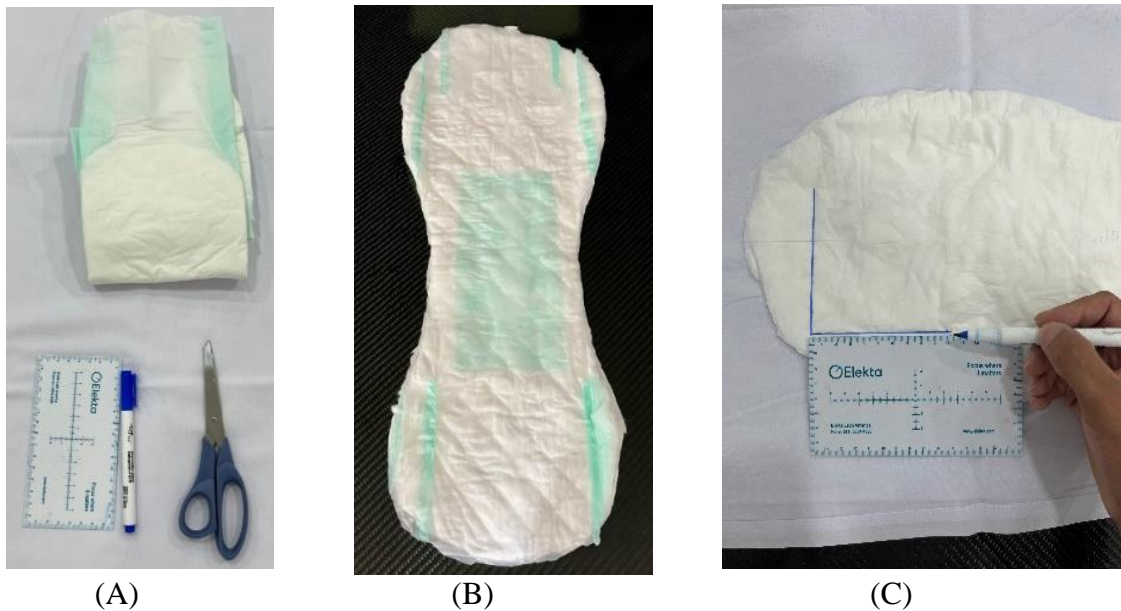
### **5.1 Confeção das Amostras**

Para a realização do presente estudo fabricou-se diferentes modelos de bólus com fralda industrial descartável e soro fisiológico, variando a amostra em dois tamanhos e na quantidade de líquido nelas inserido, a confeção ocorreu da seguinte maneira:

#### **5.1.2 Preparação da fralda:**

- A fralda descartável foi aberta, Figura 26 A.
- Com o auxílio de uma tesoura, o plástico que fica ao redor da camada absorvente foi retirado deixando-a sem as abas laterais, Figura 26 B.
- Na região da camada absorvente, marcou-se o tamanho da amostra com o auxílio de uma régua e caneta, Figura 26 C.
- A fralda industrial descartável foi cortada em dois tamanhos diferentes: um de 10 cm<sup>2</sup> e o outro de 14 cm<sup>2</sup>.

Figura 26 - (A) Materiais utilizados para marcação e recorte do molde na fralda descartável, (B) Fralda descartável sem as abas laterais no processo de fabricação dos modelos das amostras de bólus; (C) marcação da fralda para a confecção da amostra

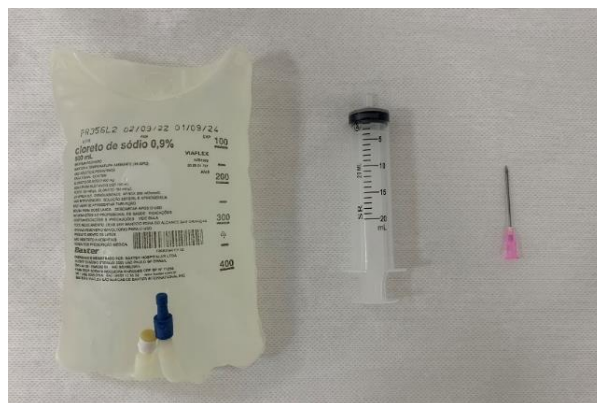


Fonte: Autoria própria.

### 5.1.3 Preparação do soro fisiológico:

- O soro fisiológico foi retirado do envelope plástico, Figura 27.
- Com o auxílio de uma agulha descartável 1,2 x 40 mm e uma seringa de 20 ml foi retirado o líquido de dentro do frasco.

Figura 27 - Material utilizados para confeccionar os moldes de bólus, umedecimento da fralda descartável (soro fisiológico, seringa de 20 ml e agulha 1,2 x 40 mm)



Fonte: Autoria própria.

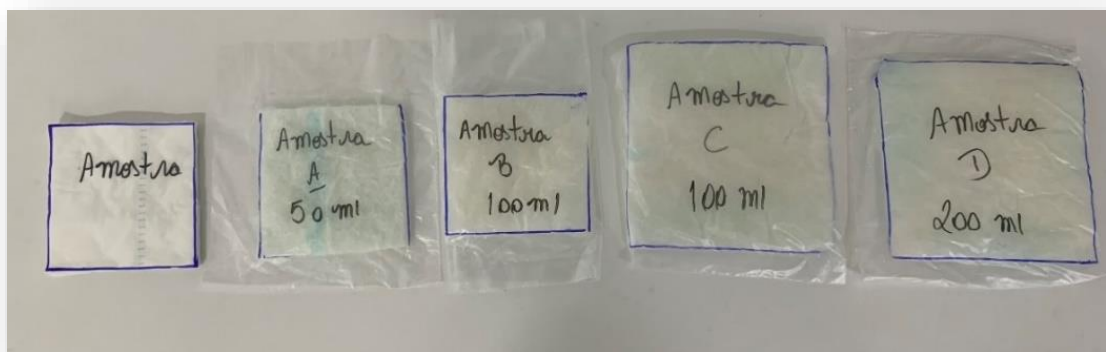
#### 5.1.4 Umedecimento da amostra:

- A amostra cortada da fralda foi molhada cuidadosamente.
- Com o auxílio de uma seringa de 20 ml, o líquido foi adicionado lenta e uniformemente sobre a superfície absorvente da fralda.
- Esse processo de umedecer a amostra foi repetido, cuidadosamente, até obter a quantidade de líquido desejado para cada amostra Tabela 4.

A amostra A e B foram confeccionadas com 10 cm<sup>2</sup>, e umedecidas com 50 e 100 ml de soro fisiológico, respectivamente. Já as amostras C e D foram confeccionadas com 14 cm<sup>2</sup>, e umedecidas uniformemente com 100 e 200 ml de soro fisiológico.

Ao final as amostras formaram uma placa úmida e homogênea e foram envoltas em um plástico conforme a Figura 28.

Figura 28 - Amostras de bólus confeccionadas



Fonte: Autoria própria.

Fez-se a fabricação, varredura tomográfica e a dosimetria das amostras verificando a temperatura das salas e a umidade relativa do ar. A temperatura das salas não ultrapassou 20,7 °C com uma umidade relativa do ar que não ultrapassou 59%.

Tabela 4 - Descrição das amostras confeccionadas (tamanho e quantidade de líquido)

<b>Amostra</b>	<b>Tamanho (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Líquido (ml)</b>
Neutra	10	0
A	10	50
B	10	100
C	14	100
D	14	200

Fonte: Autoria própria.

A Tabela 4 exemplifica a composição das amostras, relacionando o tamanho do recorte da fralda, com a quantidade de líquido, inserido.

## **5.2 Caracterização do bólus: propriedades de atenuação**

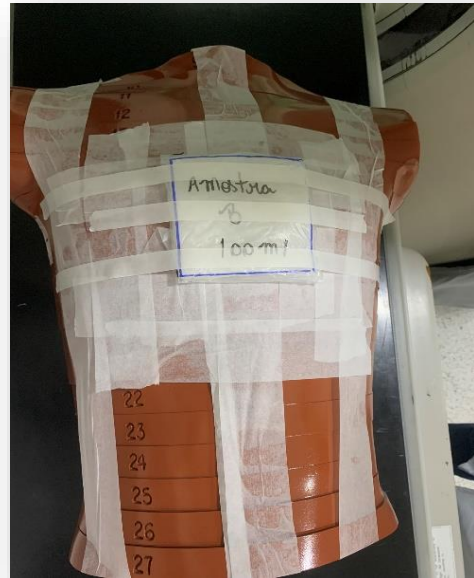
As amostras confeccionadas e o bólus comercial passaram separadamente por uma varredura tomográfica sobre o fantoma antropomórfico em um tomógrafo clínico, Figura 29, com uma técnica de 120 KVp, 200 mA e cortes de 3 mm de espessura. As imagens resultantes da aquisição foram importadas para o sistema de planejamento Eclipse versão 16.1.

No TPS para cada sequência de imagens importadas do tomógrafo delinear-se a estrutura corpo na região do fantoma antropomórfico e a estrutura bólus na região das amostras.

Figura 29 - (A) A amostra A sobre o fantoma; (B) amostra B sobre o fantoma; (C) amostra D sobre o fantoma e (D) bólus comercial sobre o fantoma antropomórfico na varredura tomográfica



(A)



(B)



(C)

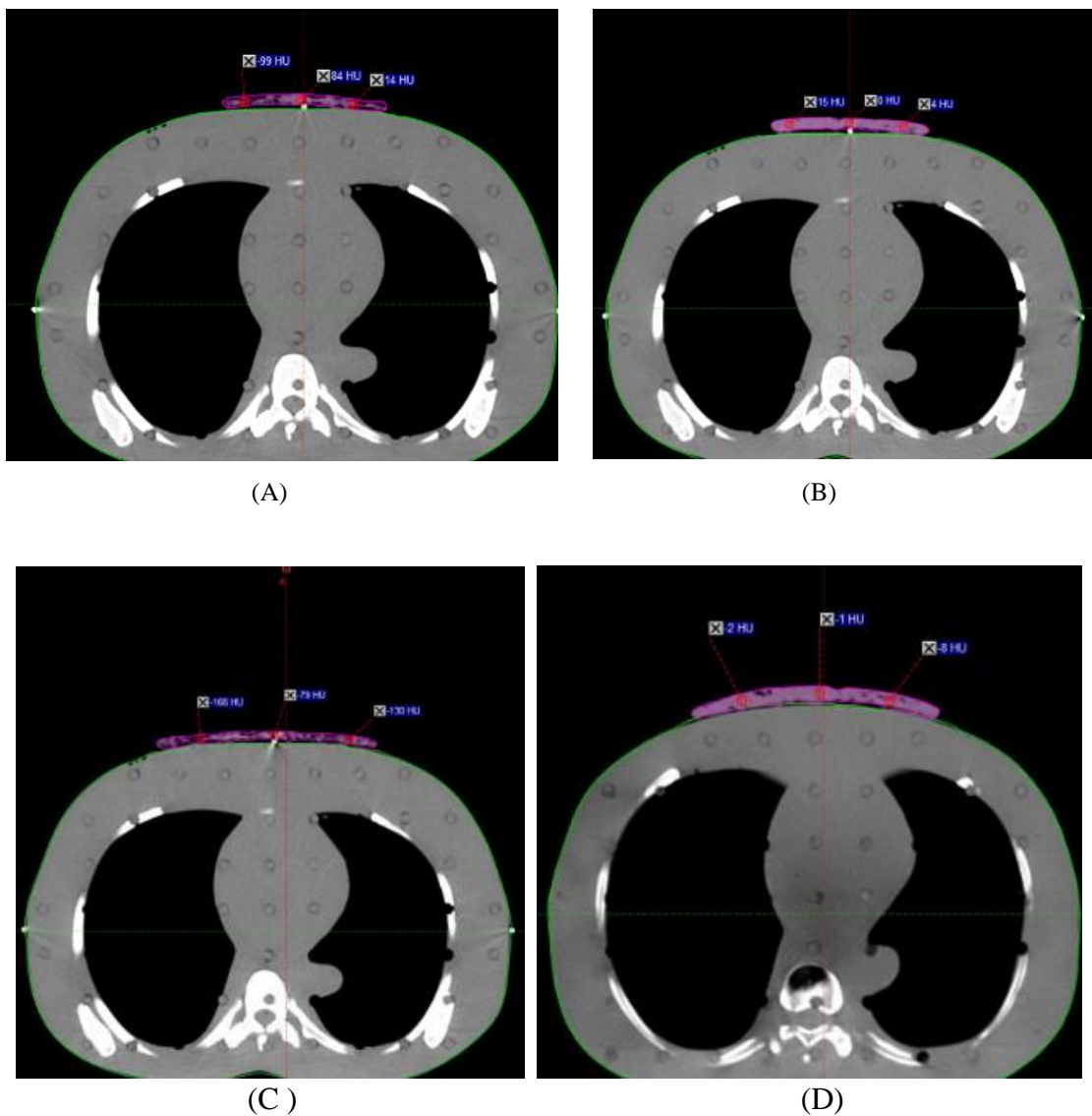


(D)

Fonte: Autoria própria.

Posteriormente estudou-se separadamente cada amostra resultante da sequência de imagens tomográfica, Figura 30. Para cada aquisição foram separadas três imagens: uma na região central e uma para cada extremidade. Em cada corte foram separadas três regiões de interesse (ROI)<sup>19</sup>. A ferramenta chamada “perfil” presente no TPS foi utilizada para realizar a mensuração da HU. Após a coleta dos dados da HU, calculou-se a média de cada corte e, posteriormente, a média das médias dos três cortes, definindo assim uma média de HU para a amostra.

Figura 30 - Exemplificação do processo de mensuração das HUs das amostras, (A) amostra A, (B) amostra B, (C) amostra C e (D) amostra D



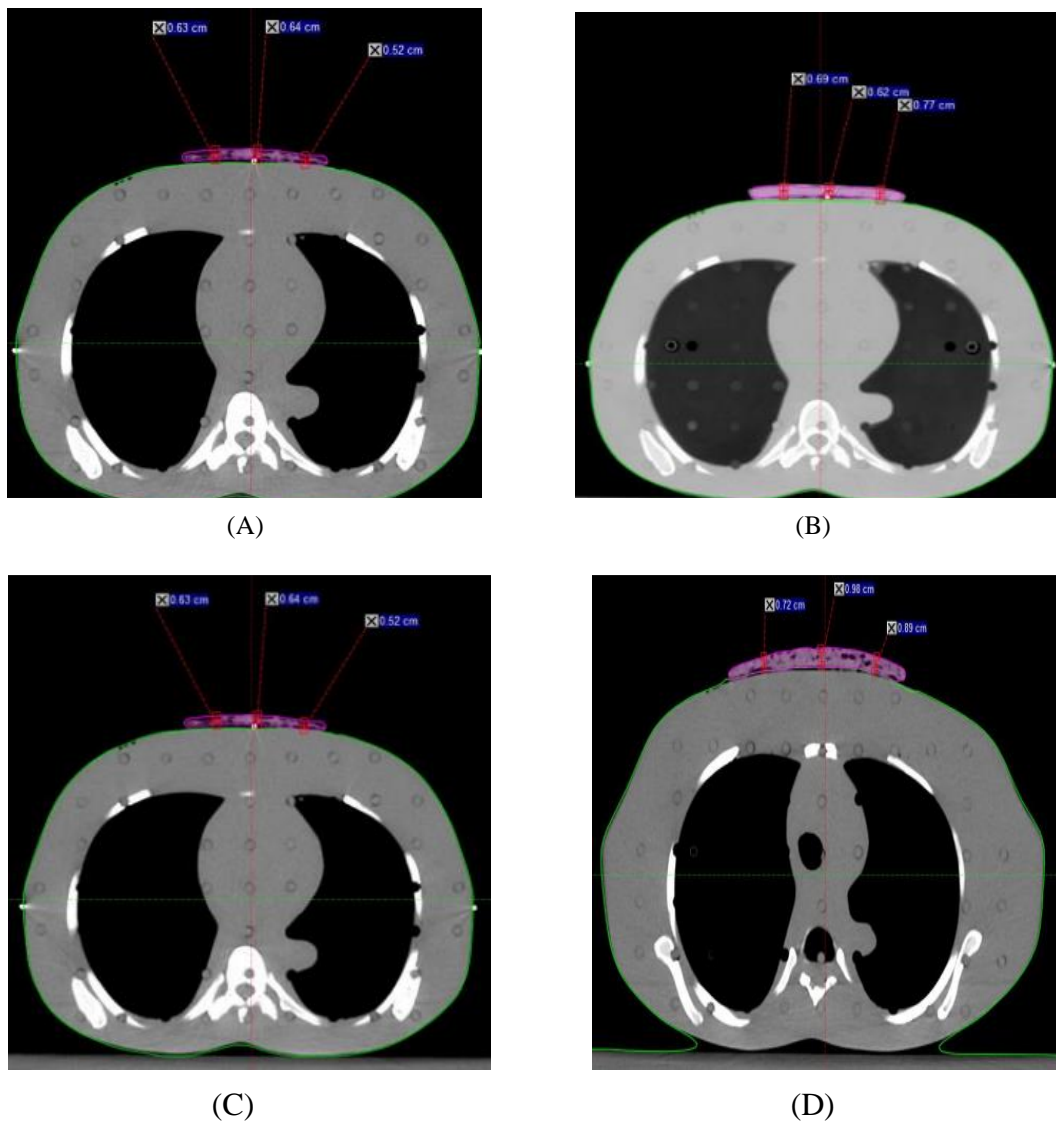
Fonte: Autoria própria.

<sup>19</sup> ROI do inglês, *region of interest*.

### 5.3 Caracterização do bólus: espessura das amostras

Em cada corte tomográfico onde foram aferidas as HUs, também usou-se uma ferramenta de mensuração para coletar os dados da espessura das amostras. Em cada corte, adquiriu-se dados de espessura de três ROIs, Figura 31. Com essas informações, realizou-se uma média aritmética para estabelecer a média da espessura da amostra, considerando a média das médias dos três cortes analisados. Na Tabela 5 apresentam-se as informações referentes à média da espessura, assim como a média de HU de cada amostra.

Figura 31 - Exemplificação do processo de mensuração da espessura das amostras, (A) amostra A, (B) amostra B, (C) amostra C e (D) amostra D



Fonte: Autoria própria.

Tabela 5 - Média dos valores de HU e de espessura de cada amostra analisada

Amostra	Valor em HU	Espessura em CM
A	-22,33	0,628
B	-18,88	0,705
C	-87,0	0,544
D	-4,44	0,792

Fonte: Autoria própria.

A Tabela 5 traz uma exemplificação das amostras relacionando-as com a média da HU assim como a média da espessura em centímetros.

#### 5.4 Características dosimétricas das amostras: medidas neutras

As amostras confeccionadas foram aferidas no acelerador linear Varian CX NS 6564, com um conjunto de placas de água sólida e câmara de ionização modelo IC-15 para o feixe de fótons, e câmara de ionização de placas paralelas modelo PPC05 para o feixe clínico de elétrons. As primeiras medidas realizaram-se sem as amostras, diretamente nas placas de água sólida, Figura 32 A, conforme os valores apresentados na Tabela 6. As medidas sem qualquer material atenuador forneceram dados de referência para as variações dos valores obtidos com as diferentes amostras de bólus fabricado para o estudo. Os parâmetros técnicos usados para a dosimetria foram:

Gantry, mesa e colimador a 0°, tamanho de campo de 10 cm<sup>2</sup>, a distância da fonte ao detector foi de 100 cm, a exposição foi de 100 unidades monitoras (UM) a uma taxa de dose de 600 UM por minuto. Para a dosimetria com feixe de elétrons foi usado um cone de colimação padrão de 15 cm<sup>2</sup>, Figura 32 B, com 1,3 cm de água sólida para feixe de elétrons de 6 MV e 3,0 cm para o feixe de 18 MeV, conforme protocolo da instituição ao qual o estudo foi realizado. A temperatura da sala estava em 20,5°C e a umidade relativa do ar em 56%.

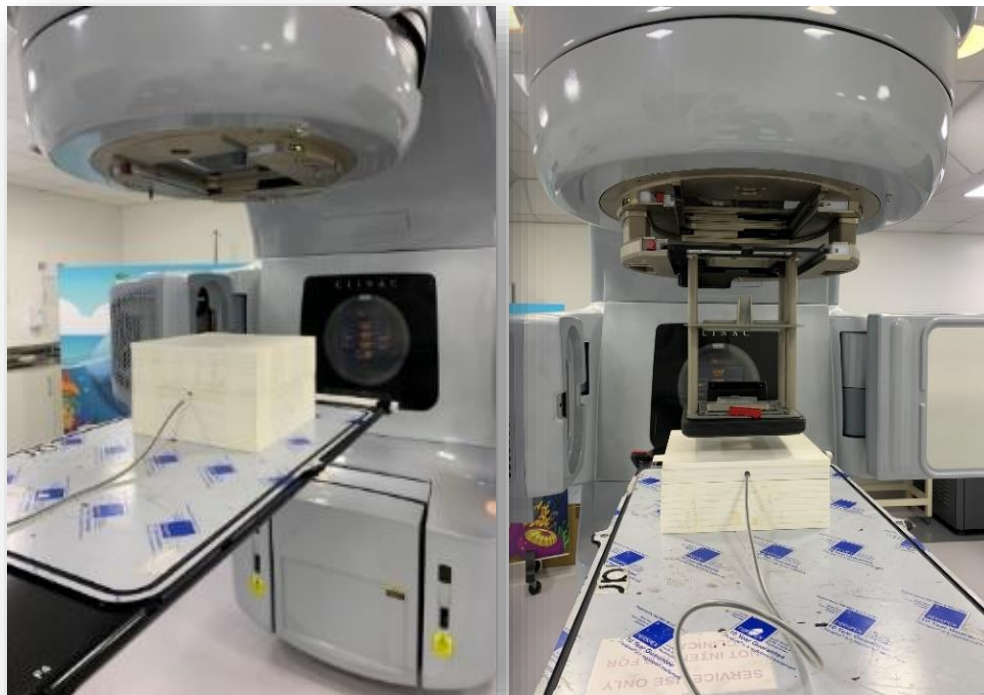
Tabela 6 - Valores das medidas de referência. A unidade da tabela é nC

Energia do Feixe	1ª medida	2ª medida	Média
6 MV	2.822	2.821	2.822
10 MV	3.140	3.141	3.141
6 MeV	1.64	1.65	1.641
18 MeV	1.834	1.834	1.834

Fonte: Autoria própria.

A Tabela 6 traz os valores das medidas neutras realizadas com os feixes de fótons de 6 e 10 MV e de elétrons de 6 e 18 MeV, primeira e segunda medida e na última coluna a média destas duas medidas. Esses valores são as medidas neutras uma vez que não foi usado nenhum material atenuador para a realização desta dosimetria.

Figura 32 – (A) Dosimetria com feixe de fótons e (B) dosimetria com feixe de elétrons, sem material atenuador



(A)

(B)

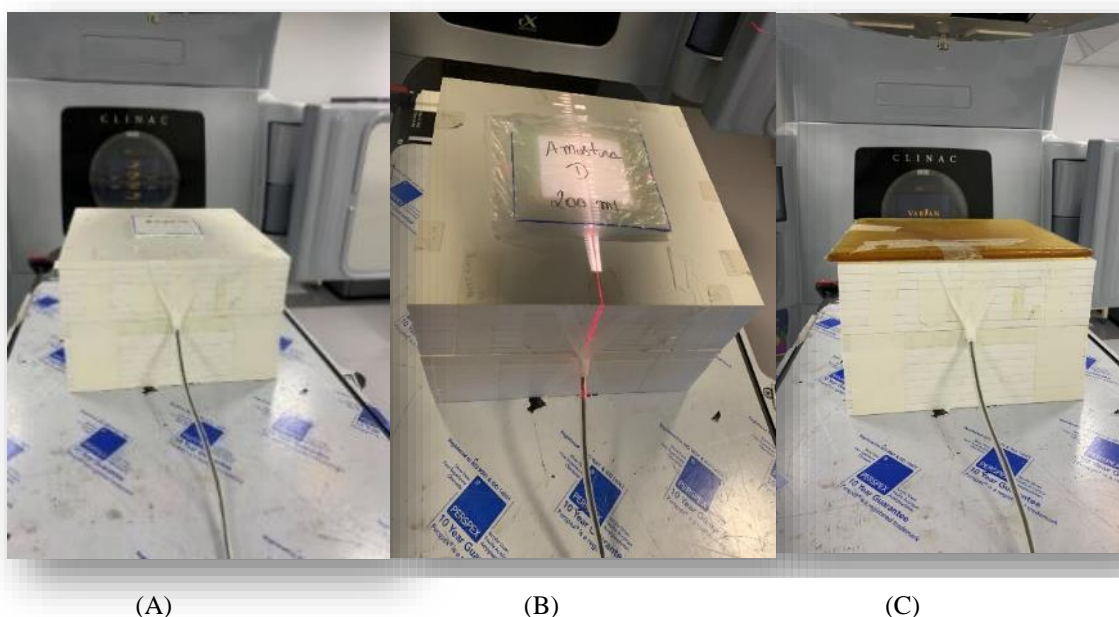
Fonte: Autoria própria.

### 5.5 Características dosimétricas das amostras: dosimetria com feixes de fótons

A dosimetria com feixe de fótons foi realizada no mesmo AL Varian CX, onde empregaram-se feixes de fótons com energia de 6 MV e 10 MV, com uma câmara de ionização modelo IC-15, inserida em um conjunto de placas de água sólida, sendo 16 placas de 1 cm distribuídas por igual sob e sobre a placa de referência. Realizaram-se medidas com as amostras de bólus confeccionadas, Figura 33 A e B e posteriormente com o bólus comercial de 0,5 e 1,0 cm, Figura 33 C. Os parâmetros técnicos usados para a dosimetria foram:

Gantry, mesa e colimador a 0°, tamanho de campo de 10cm<sup>2</sup>, a distância da fonte ao detector foi de 100 cm, a exposição foi de 100 unidades monitoras (UM) a uma taxa de dose de 600 UM por minuto. conforme protocolo da instituição ao qual o estudo foi realizado. A temperatura da sala estava em 20,5 °C e a umidade relativa do ar em 56%.

Figura 33 - (A) A amostra A posicionada para a dosimetria sobre as placas de água sólida, (B) a amostra D posicionada para a dosimetria e (C) o bólus industrial posicionado para a mensuração



Câmara de ionização modelo IC-15 inserida no conjunto de placas de água sólida para mensuração dos feixes de fótons de 6 MV e 10 MV com

Para cada amostra realizaram-se duas medidas com o mesmo feixe de fótons, a fim de verificar variações dosimétricas e posteriormente foi realizada uma média aritmética desses dois valores. Na Tabela 7, apresenta-se os resultados das medidas com o feixe de fótons de 6 MV, já a Tabela 8 traz as medidas com o feixe de fótons de 10MV.

Tabela 7 - Valores dosimétricos das medidas realizadas no AL com feixes de fótons de 6 MV. A unidade da tabela é nC

	<b>Amostra neutra</b>	<b>Amostra A</b>	<b>Amostra B</b>	<b>Amostra C</b>	<b>Amostra D</b>	<b>Bólus de 0,5 cm</b>	<b>Bólus de 1,0 cm</b>
<b>1ª medida</b>	2,817	2,754	2,741	2,757	2,717	2,752	2,697
<b>2ª medida</b>	2,815	2,754	2,741	2,756	2,715	2,752	2,695
<b>Média</b>	2,816	2,754	2,741	2,757	2,716	2,752	2,696

Fonte: Autoria própria.

A Tabela 7 traz os resultados das medidas realizadas com feixes de fótons 6 MV onde, cada amostra foi aferida separadamente duas vezes (1ª medida e 2ª medida). Em todas as medidas não houve variações significativas entre a primeira e a segunda aferição. Os valores apresentados no eletrômetro são na unidade de nC. Como resultado realizou-se uma média dos valores das duas medidas. O mesmo processo foi aplicado ao bólus comercial de 0,5 e 1 cm de espessura. A média das medidas com o bólus comercial serviu como o valor de referência e parâmetro para calcular a variação que cada amostra sofreu.

Tabela 8 - Valores dosimétricos das medidas realizadas no AL com feixes de fótons de 10 MV. A unidade da tabela é nC

	Amostra neutra	Amostra A	Amostra B	Amostra C	Amostra D	Bólus de 0,5 cm	Bólus de 1,0 cm
<b>1ª medida</b>	3,139	3,088	3,076	3,089	3,054	3,085	3,037
<b>2ª medida</b>	3,138	3,086	3,076	3,088	3,053	3,083	3,037
<b>Média</b>	3,139	3,087	3,076	3,089	3,054	3,084	3,037

Fonte: Autoria própria.

A Tabela 8 traz os resultados das medidas realizadas com feixes de fótons 10 MV onde, cada amostra foi aferida separadamente duas vezes (1ª medida e 2ª medida). Em todas as medidas não houve variações significativas entre a primeira e a segunda aferição. Os valores apresentados no eletrômetro são na unidade de nC. Como resultado realizou-se uma média dos valores das duas medidas. O mesmo processo foi aplicado ao bólus comercial de 0,5 e 1 cm de espessura. A média das medidas com o bólus comercial serviu como o valor de referência e parâmetro para calcular a variação que cada amostra sofreu.

### 5.6 Características dosimétricas das amostras: dosimetria com feixe de elétrons

Para a dosimetria com feixe de elétrons utilizaram-se o mesmo acelerador linear Varian CX com uma câmara de ionização de placas paralelas modelo PPC05, fabricação IBA, inserida em um conjunto de placas de água sólida, acoplou-se no AL um cone de elétrons de 15 cm<sup>2</sup>. A dosimetria foi realizada com energia de elétrons de 6 MeV e 18 MeV, estas energias representam os extremos da produção do AL. A dosimetria foi realizada com diferentes espessuras de placas de água sólida, sendo 1,3 cm para a dosimetria com feixe de 6 MV e 3,0 cm para a energia de 18 MeV, conforme protocolo da instituição onde estudo foi realizado. Realizaram-se medidas com as amostras de bólus confeccionadas e posteriormente com o bólus comercial de 0,5 e 1,0 cm. Os parâmetros técnicos usados para a dosimetria foram:

Gantry, mesa e colimador a 0°, tamanho de campo de 10cm<sup>2</sup>, a distância da fonte ao detector foi de 100 cm, a exposição foi de 100 unidades monitoras (UM) a uma taxa de dose de 600 UM por minuto. A temperatura da sala estava em 20,5°C e a umidade relativa do ar em 56%.

Para cada amostra realizaram-se duas medidas com o mesmo feixe, a fim de verificar variações dosimétricas e posteriormente realizada uma média aritmética. Na Tabela 9, apresenta-se os resultados para o feixe de 6 MeV e Tabela10, para feixes de 18 MeV.

Tabela 9 - Valores dosimétricos das medidas realizadas no AL com feixes de elétrons de 6 MeV. A unidade da tabela é nC

	<b>Amostra neutra</b>	<b>Amostra A</b>	<b>Amostra B</b>	<b>Amostra C</b>	<b>Amostra D</b>	<b>Bólus de 0,5 cm</b>	<b>Bólus de 1,0 cm</b>
1ª medida	1,656	1,254	0,952	1,324	0,690	1,261	0,491
2ª medida	1,655	1,252	0,951	1,323	0,690	1,263	0,491
Média	1,655	1,253	0,952	1,323	0,690	1,262	0,491

Fonte: Autoria própria.

A Tabela 9 traz os resultados das medidas realizadas com feixes de elétrons de 6 MeV onde, cada amostra foi aferida separadamente duas vezes (1ª medida e 2ª medida). Em todas as medidas não houve variações significativas entre a primeira e a segunda aferição. Os valores apresentados no eletrômetro são na unidade de nC. Como resultado realizou-se uma média dos valores das duas medidas. O mesmo processo foi aplicado ao bólus comercial de 0,5 e 1 cm de espessura. A média das medidas com o bólus comercial serviu como o valor de referência e parâmetro para calcular a variação que cada amostra sofreu.

Tabela 10 - Valores dosimétricos das medidas realizadas no AL com feixes de elétrons de 18 MeV. A unidade da tabela é nC

	<b>Amostra neutra</b>	<b>Amostra A</b>	<b>Amostra B</b>	<b>Amostra C</b>	<b>Amostra D</b>	<b>Bólus de 0,5 cm</b>	<b>Bólus de 1,0 cm</b>
1ª medida	1,831	1,820	1,818	1,823	1,813	1,828	1,809
2ª medida	1,831	1,822	1,820	1,824	1,815	1,828	1,810
Média	1,831	1,821	1,819	1,823	1,814	1,828	1,809

Fonte: Autoria própria.

A Tabela 10 traz os resultados das medidas realizadas com feixes de fótons 18 MeV onde, cada amostra foi aferida separadamente duas vezes (1ª medida e 2ª medida). Em todas as medidas não houve variações significativas entre a primeira e a segunda aferição. Os valores apresentados no eletrômetro são na unidade de nC. Como resultado realizou-se uma média dos valores das duas medidas. O mesmo processo foi aplicado ao bólus comercial de 0,5 e 1 cm de espessura. A média das medidas com o bólus comercial serviu como o valor de referência e parâmetro para calcular a variação que cada amostra sofreu.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com a realização do primeiro censo sobre radioterapia no Brasil em 2018, foi possível obter um panorama da realidade e as dificuldades presentes sobre esse tema em âmbito nacional. Esses fatos são concretizados pela falta de centros e aparelhos em diversas regiões do país, bem como as condições gerais dos aparelhos existentes. As questões levantadas pelo censo de 2018 ficam ainda mais evidentes com a divulgação da RT2030, onde as projeções para os próximos anos são desafiadoras. Isso ocorre tanto pela necessidade da expansão da radioterapia para as regiões mais extremas do país quanto pela adequação da mão de obra especializada e até mesmo pela reposição dos equipamentos já existentes, que serão considerados obsoletos até 2030 (BRASIL, 2019; SBRT, 2024).

Questões como baixo custo orçamentário e a falta de materiais em países em desenvolvimento, como o Brasil, levam pesquisadores a procurarem alternativas eficientes, como reaproveitamento de recursos e materiais, para serem usados em diferentes etapas do tratamento radioterápico, incluindo materiais usados como bólus (GOVINDARAJ et al. 2020).

Bólus pode ser definido como um acessório colocado ao redor do objeto irradiado para superficializar a dose de radiação ou para compensar regiões irregulares. Os materiais usados na prática clínica como bólus devem ter características importantes, como: ser equivalentes ao tecido, atóxicos, flexíveis, conformáveis à região, de fácil reprodutibilidade, ter uma espessura desejável e fornecer uma distribuição de dose homogênea ao volume alvo (BANAEI et al. 2013; SERHAT, TANZER, İKIZCELI, 2020).

O desafio da fabricação de um bólus é justamente o de atender às características já citadas, além de ter propriedades dosimétricas próximas ao bólus industrial para a sua adequada substituição (OLIVEIRA, 2019).

### 6.1 Caracterização do bólus: Características do material usado na fabricação do bólus

Os PSA poliacrilato de sódio é um material amplamente usado na indústria, principalmente em produtos de higiene pessoal como as fraldas descartáveis (LILI, 2007;

TAKAYA, 2014). As fraldas descartáveis são atóxicas, produzidas com o intuito de absorver grande quantidade de líquido. No caso das Fraldas, dependendo da composição do líquido injetado no poliacrilato de sódio, ele pode aumentar até 30 vezes o volume de sua massa sem que esse extravase dela. O poliacrilato de sódio, quando molhado, formam um gel que pode ser facilmente ajustado em diferentes regiões anatômicas. Possuem baixo custo, e são de fácil acesso no âmbito hospitalar.

O poliacrilato de sódio é um polímero não biodegradável amplamente consumido no mercado mundial por ser um dos principais compostos de uma ampla gama de produtos presentes no dia a dia de inúmeras pessoas. A dispensa de uma grande quantidade de produtos não biodegradáveis gera um impacto relevante à natureza. Nesse contexto, diversas pesquisas tentam encontrar um monômero que seja biodegradável e tenha as principais características do poliacrilato de sódio, como propôs a pesquisa realizada por TAKAYA, 2014, onde foi estudado um monômero com a presença de cadeia carboxílica, responsável pela parte altamente hidrofílica do poliacrilato de sódio.

Encontrar produto biodegradável que seja substituto do poliacrilato de sódio é um desafio, pois ele tem uma grande propriedade de absorção de líquido sem aumentar consideravelmente a sua massa e ter valor comercial compatível.

Já o PSA e as outras estruturas que compõem a fralda descartável usadas na atualidade podem ter um tratamento biológico dos seus resíduos para que a agressão ao meio ambiente seja menor. Esse tratamento biológico pode ser tanto da parte orgânica quanto da parte inorgânica dos resíduos sólidos das fraldas descartáveis, podem acontecer através de alguns mecanismos como: a compostagem, tratamento anaeróbio ou tratamento mecânico biológico (MOREIRA et al. 2020).

As amostras de bólus fabricadas com fralda descartável para a realização do presente estudo são rápida e fácil confecção, além de possuírem boa maleabilidade e adesão a diferentes regiões anatômicas.

## 6.2 Caracterização do bólus: Comparação entre as amostras de bólus confeccionadas e o bólus comercial

Para analisar os resultados realizou-se um comparativo entre as amostras de bólus confeccionadas e o bólus comercial que ocorreu da seguinte forma:

- O bólus comercial de 0,5 cm foi comparado com as amostras de bólus confeccionados A e C.
- O bólus comercial de 1,0 cm foi comparado com as amostras de bólus confeccionados B e D.

Esse comparativo está simplificado na Tabela 11.

Tabela 11 – Relação das amostras com o bólus comercial comparativo

Comparativo	Amostras relacionadas
Bólus comercial de 0,5 cm	A e C
Bólus comercial de 1,0 cm	B e D

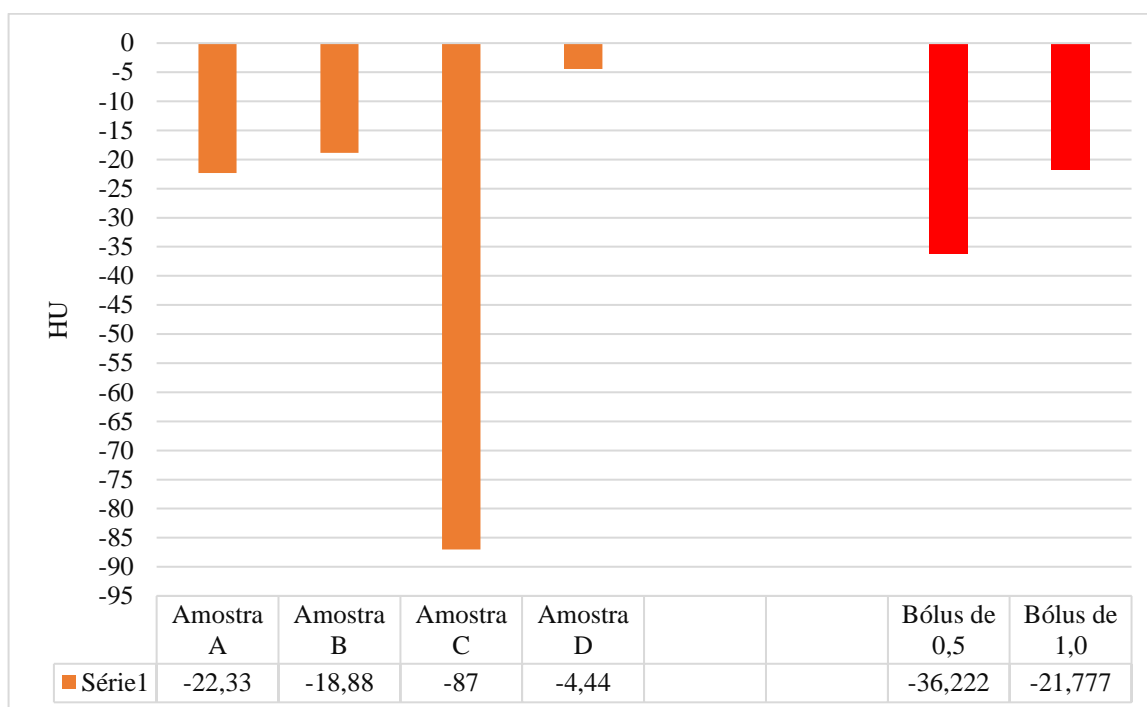
Fonte: Autoria própria.

## 6.3 Caracterização do bólus: propriedades de atenuação

Após a confecção, as amostras passaram por uma varredura tomográfica. As imagens resultantes da varredura foram importadas para o TPS, onde analisou-se as propriedades de atenuação através de ROIs colocados em pontos estratégicos para a mensuração da HU.

Realizou-se a média aritmética dos valores da HU de cada amostra, que demonstrou que a amostra D obteve o valor de HU mais próximo de zero, valor este equivalente à água. Isso se justifica pelo fato de a amostra D ser a mais umedecida. Os resultados seguiram com a amostra B, que obteve 18,9 HU de média, a amostra A com 22,4 e a amostra C com 87 HU. Foi usada a mesma metodologia para a verificação de HU do bólus industrial (Gráfico 1).

Gráfico 1 – Média dos valores de HU de cada amostra e do bólus comercial (comparação)



Fonte: Autoria própria.

As barras em laranja do Gráfico 1 correspondem as amostras dos bólus produzidos e os valores tabelados são da média realizada das HU de cada amostra. Já as barras em vermelho correspondem ao bólus comercial de 0,5 e 1 cm.

Os materiais estudados por MORAES; ROCHA (2006), apresentaram variações de 11% e 15% menores que a água.

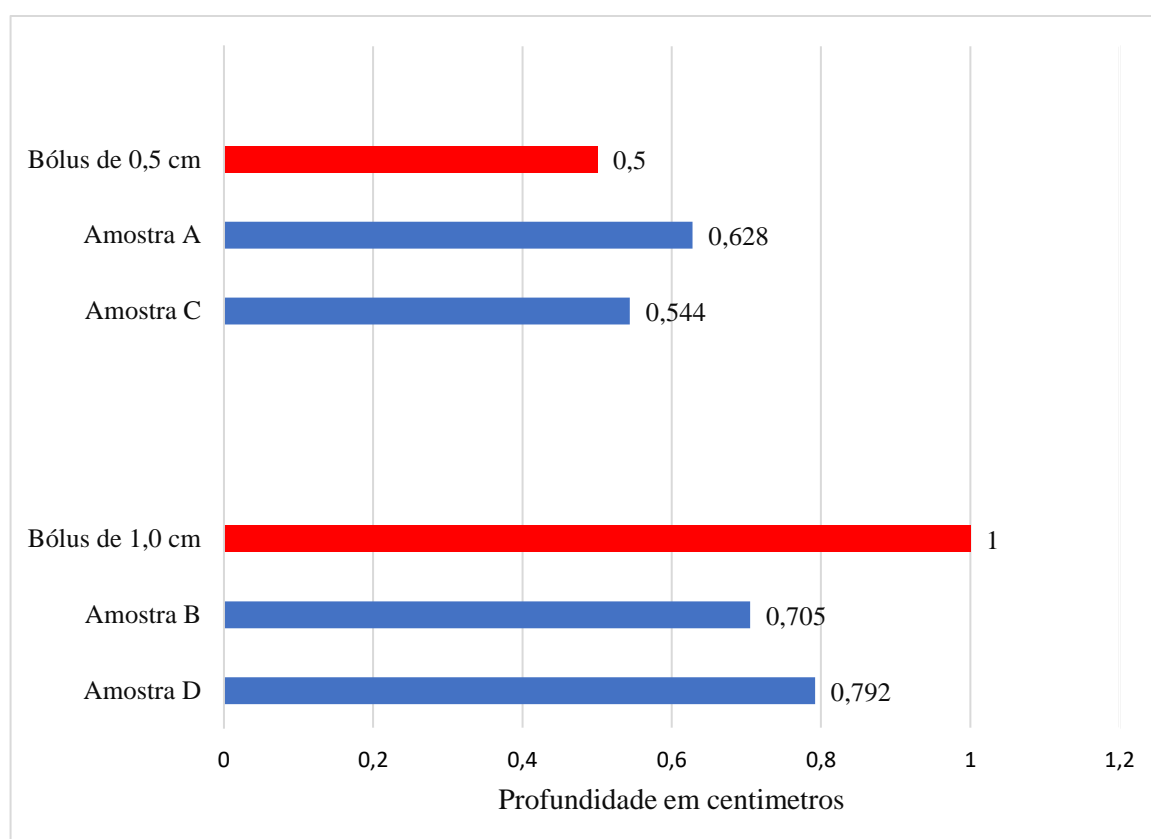
Oliveira et al. (2019), usou os valores de HU de suas amostras para verificar o grau de homogeneidade das mesmas, e selecionou as amostras que obtiveram um desvio padrão menor que 10% em todas as medidas, ou seja, que tiveram uma menor variação de HU.

Como comparação o HU tem valores pré-estabelecidos que são relacionados a densidade entre os diferentes tecidos, o zero tem um valor correspondente a água, tecidos com densidade maior que a água assume um valor positivo, como musculo com 20 HU, parênquima cerebral com 36 HU, pâncreas com 50 HU, ficado com 60 HU, entre outros, já valores com densidade menor que a água assume valores negativos como a gordura que varia de - 20 à - 80 HU (NOBREGA, 2014).

#### 6.4 Caracterização do bólus: espessura das amostras

A espessura das amostras está intimamente ligada a capacidade de absorção do PSA, sendo que, quanto maior o volume de líquido inserido na amostra, maior foi a sua espessura, como podemos observar no Gráfico 2, que traz os resultados analisados no TPS das médias da espessura de cada amostras.

Gráfico 2 - Média dos valores da espessura das amostras com o comparativo do respectivo bólus comercial



Fonte: Autoria própria.

As barras vermelhas do Gráfico 2 correspondem ao bólus comercial de 0,5 e 1 cm. Já as barras em azul correspondem à espessura das amostras de bólus confeccionadas. Como resultado, observa-se que entre as amostras de mesmo tamanho A e C, com 10 cm<sup>2</sup>, a maior espessura foi da amostra C, que recebeu o dobro de líquido inserido na amostra A. Esse mesmo fato foi observado entre as amostras B e D, que foram confeccionadas em um quadrado de 14 cm<sup>2</sup>, sendo que a mostra D foi umedecida com o dobro de líquido da amostra B.

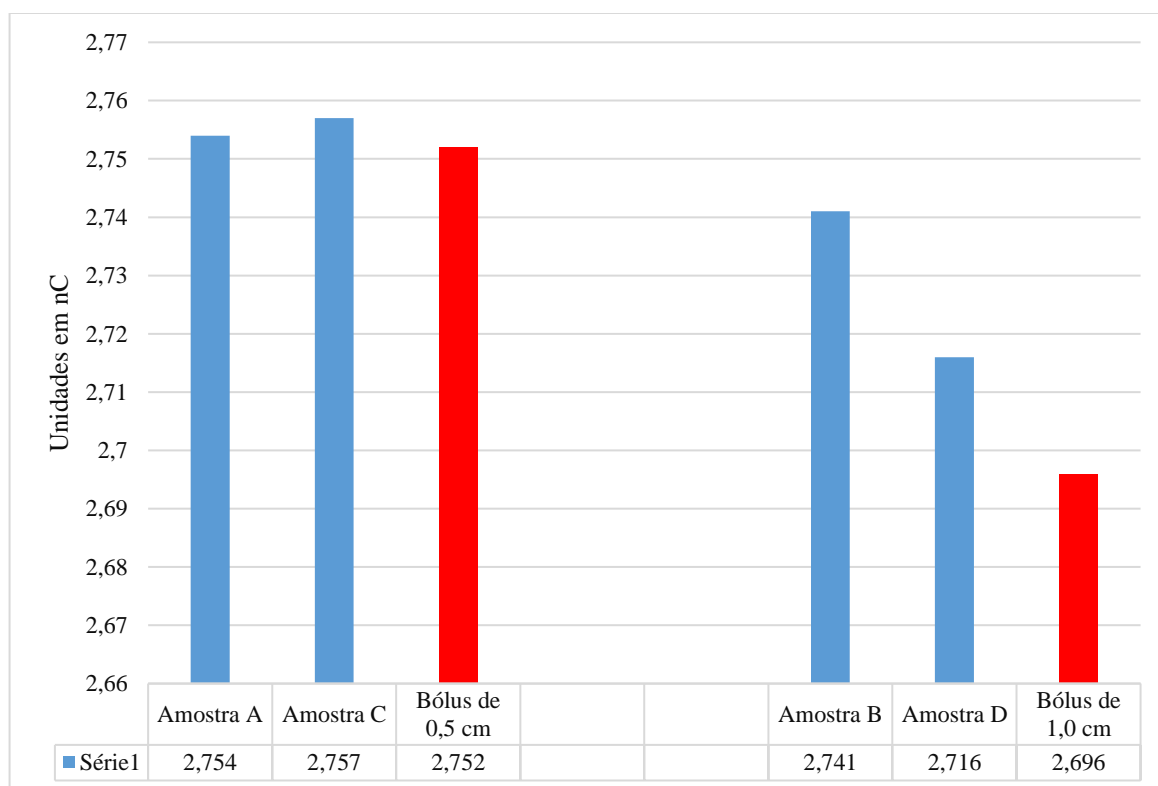
### 6.5 Caracterização do bólus: Comparação dosimétrica

Foi realizado um comparativo dos dados dosimétricos das amostras com o bólus comercial de 0,5 e 1,0 cm. Para tal comparação foram relacionadas as amostras A e C com o bólus de 0,5 cm, já as amostras B e D foram comparadas com o bólus de 1,0 cm (Tabela 11).

Calculou-se a diferença relativa entre a diferença de atenuação das amostras com a medida neutra (sem material atenuador) e a medida do bólus comercial com a diferença da medida de neutra (sem material atenuador) por fim foi calculado a porcentagem da diferença da amostra com a diferença do bólus comercial.

Os dados das médias da dosimétrica com feixe de fótons de 6 MV podem ser analisados no Gráfico 3.

Gráfico 3 – Dados da média das leituras das amostras com a média da leitura do bólus de referência com feixe de 6 MV. Medidas em nC



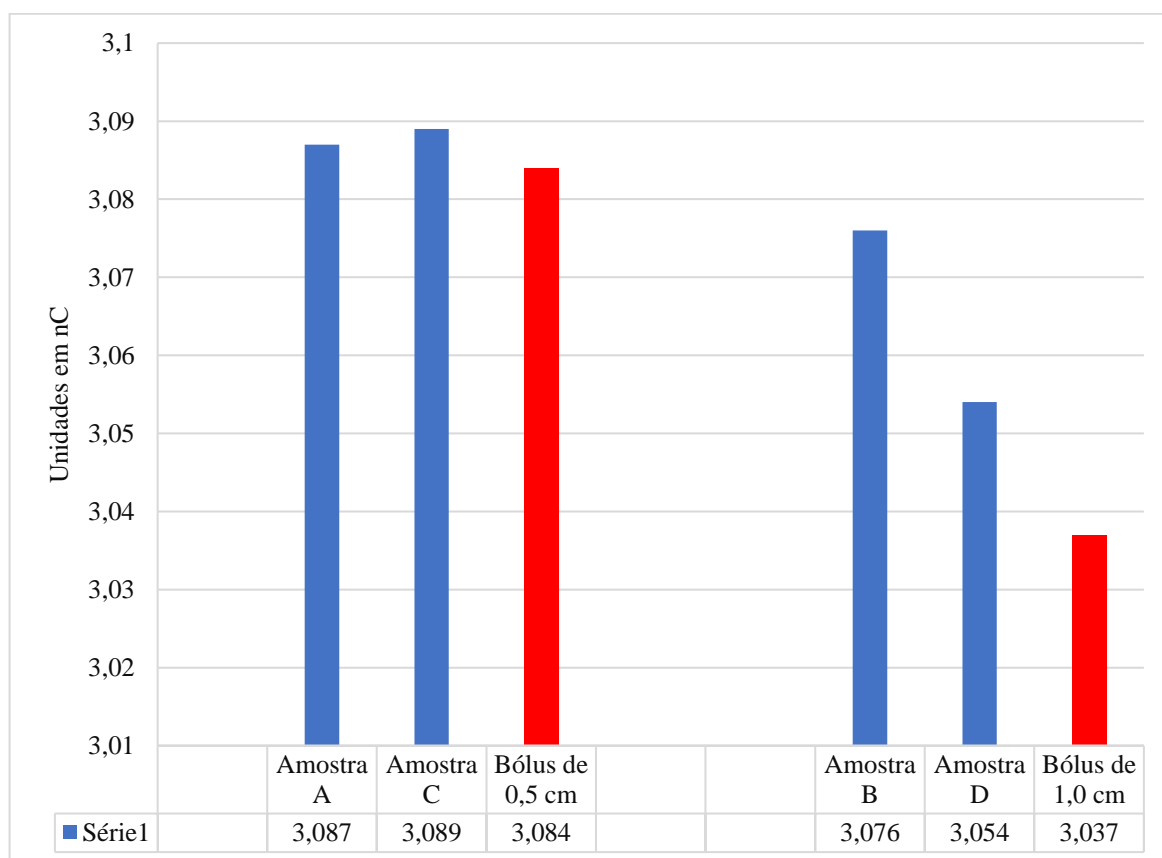
Fonte: Autoria própria.

Os resultados apontados pelo Gráfico 3 indicam que, em relação ao bólus comercial de 0,5 cm, a amostra A obteve uma variação mínima. Essa diferença foi de 0,002 nC, enquanto a amostra C apresentou uma diferença de 0,005 nC. Já em relação a comparação com o bólus comercial de 1,0 cm a amostra B registrou uma diferença de 0,045 nC, enquanto a amostra D apresentou uma diferença de 0,02 nC.

Para as medidas realizadas com o feixe de 6 MV, a amostra A obteve uma variação percentual de 0,07% e a C uma variação de 0,16% em relação ao bólus de 0,5 cm. Já a amostra B obteve um desvio de 1,67% e a D de 0,74% em relação ao bólus de 1 cm.

No Gráfico 4, apresenta-se os valores das médias da dosimétrica com feixe de fótons de 10 MV

Gráfico 4 – Dados da média das leituras das amostras com a média da leitura do bólus de referência com feixe de 10 MV. Medidas em nC



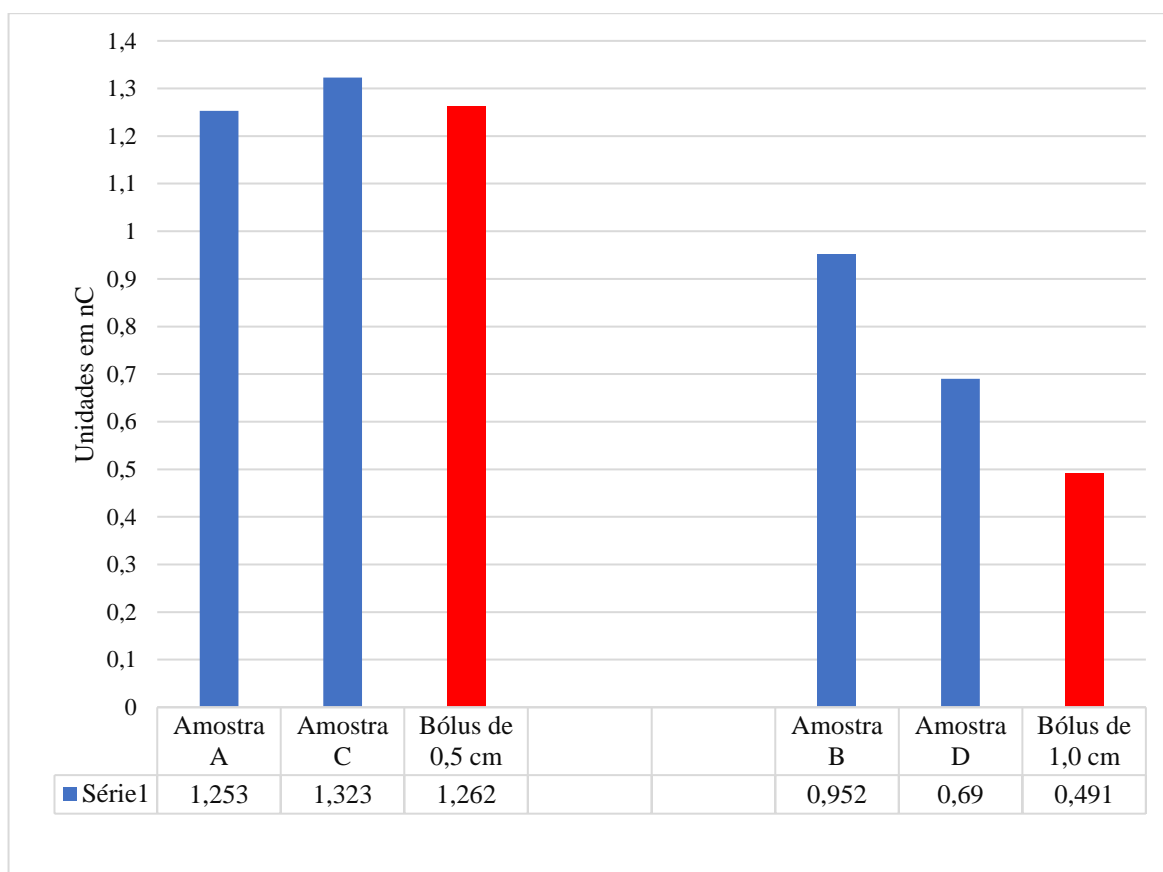
Fonte: Autoria própria.

Os resultados apontados pelo Gráfico 4 indicam que, em relação ao bólus comercial de 0,5 cm, a amostra A obteve uma variação de 0,003 nC. Enquanto a amostra C apresentou uma diferença de 0,005 nC. Já em relação a comparação com o bólus comercial de 1,0 cm a amostra B registrou uma diferença de 0,039 nC, enquanto a amostra D apresentou uma diferença de 0,017 nC.

A variação percentual das amostras A, B, C e D na energia de 10 MV para a suas referências foram respectivamente 0,10%, 1,28%, 0,15% e 0,54%. O Gráfico 2 mostra o comparativo de cada amostra com a sua referência e o seu desvio em relação ao mesmo.

O Gráfico 5 traz os valores das médias da dosimétrica com feixe de elétrons de 6 MeV

Gráfico 5 – Dados da média das leituras das amostras com a média da leitura do bólus de referência com feixe de 6 MeV. Medidas em nC



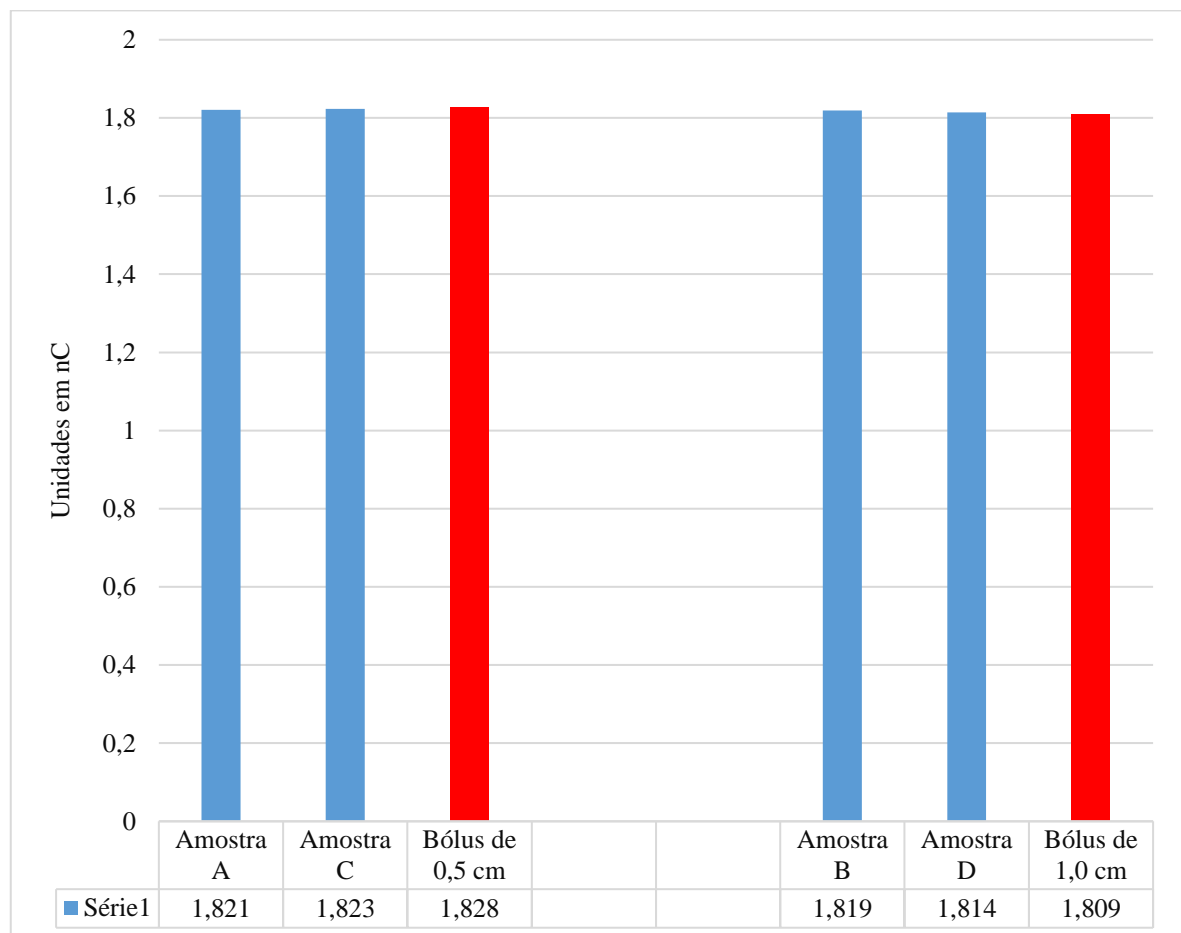
Fonte: Autoria própria.

Os resultados apontados pelo Gráfico 5 indicam uma variação maior nos resultados para o feixe de elétrons de 6 MeV, em relação ao bólus comercial de 0,5 cm, a amostra A obteve uma variação de 0,373 nC. Enquanto a amostra C apresentou uma diferença de 0,061 nC. Já em relação a comparação com o bólus comercial de 1,0 cm a amostra B registrou uma diferença de 0,461 nC, ou seja, atenuou o dobro em relação ao bólus comercial, enquanto a amostra D apresentou uma diferença de 0,251 nC.

Os resultados da variação percentual das amostras A, B, C e D para a suas referências com o feixe 6 MeV são respectivamente 0,71%, 93,79%, 4,87% e 40,53%.

Os valores das médias da dosimetria com feixe de elétrons de 18 MeV, apresenta-se no Gráfico 6.

Gráfico 6 – Dados da média das leituras das amostras com a média da leitura do bólus de referência com feixe de 18 MeV. Medidas em nC



Fonte: Autoria própria.




Os resultados apontados pelo Gráfico 5 indicam que, em relação ao bólus comercial de 0,5 cm, a amostra A obteve uma variação de 0,007 nC. Enquanto a amostra C apresentou uma diferença de mínima, 0,005 nC. Já em relação a comparação com o bólus comercial de 1,0 cm a amostra B registrou uma diferença de 0,01 nC, ou seja, atenuou o dobro em relação ao bólus comercial, enquanto a amostra D apresentou uma diferença de 0,005 nC.

Já para a energia de 18 MeV os resultados os resultados da variação percentual das amostras A, B, C e D comparados com os referentes bólus de referência são respectivamente de 0,38%, 0,53%, 0,25, e 25,17%.

## **6.6 Confeção de um protocolo operacional padrão**

A presente dissertação resultou em duas versões de um Protocolo Operacional Padrão (POP), para a confecção de amostras de bólus antes da tomografia de simulação, Figura 34 e na produção diária dos bólus durante o tratamento Figura 35. Esses POPs foram revisados e validados pela equipe de física médica do departamento de radioterapia da casa de saúde Santa Marcelina e foram colocados em prática em maio de 2024.




Figura 34 - POP para a realização da confecção de um bólus de fralda descartável e soro fisiológico nas simulações dos tratamentos radioterápicos

 <b>Protocolo Operacional Padrão - POP</b> <b>Radioterapia</b>	
<b>Atividade:</b> Produção de um bólus de fralda descartável.	<b>Data da Emissão:</b> 10 maio de 2024 <b>Revisão:</b> 10/05/24
<b>Responsável:</b> 	<b>Revisão:</b> 
<b>Objetivo:</b> Padronizar a confecção do bólus de fralda descartável nas simulações de radioterapia.	
<b>Materiais Necessários:</b> Fralada descartável;                      Caneta; Soro fisiológico;                              Agulha descartável. Tesoura;	
<b>Principais Atividades:</b> Realizar o posicionamento do paciente conforme protocolo institucional.  Fazer um molde com a fralda descartável da região previamente demarcada. Usar a caneta e posteriormente recortar com a tesoura.  Umedecer uniformemente o molde de fralda com água destilada com cuidado para que a água não escorra da fralda. Ao final a fralda deve formar um bloco homogêneo. Observar a quantidade de líquido usado para umedecer a fralda.  Colocar o molde umedecido sobre a região demarcada. Caso seja necessário usar fita adesiva para prender o molde no paciente.  Realizar a tomografia de simulação. Verificar se existe a presença de ar entre o bólus e a pele do paciente. Caso exista precionar o bólus contra a pele e repetir a TC.  Fazer uma cópia do molde e anexar junto aos materiais do paciente.  Preencher ficha de simulação no campo bólus e colocar a quantidade de água destilada usada para umedecer o bólus.	
<b>Observações:</b> Umedecer a fralda descartável de forma uniforme e homogênea para o bólus não fique com superfícies irregulares .	
<small>Rua Santa Marcelina, 177 - Itaquera   São Paulo - SP   +55 11 2070-6000</small> <small>www.santamarcelina.org</small>	

  
 Denis Oliveira dos Santos  
 Tec. Radioterapia  
 CRTR - SP 34699 T

  
 SAMIRA JUNGES  
 Física Médica  
 CIBEN-RT 560 / ABFM RT 567

Figura 35 - POP para a realização da confecção de um bólus de fralda descartável e soro fisiológico nos tratamentos radioterápicos

 <b>SANTA MARCELINA</b> Saúde Itaquera		<b>Protocolo Operacional Padrão - POP</b> Radioterapia	
<b>Atividade:</b> Produção de um bólus de fralda descartável.		<b>Data da Emissão:</b> 10 maio de 2024 <b>Revisão:</b> 10/05/24	
<b>Responsável:</b> 		<b>Revisão:</b> 	
<b>Objetivo:</b> Padronizar a confecção do bólus de fralda descartável nos tratamentos radioterápicos.			
<b>Materiais Necessários:</b> Molde do bólus da simulação                      Tesoura; Fralda descartável;                                      Caneta, Soro fisiológico;    Agulha descartável.			
<b>Principais Atividades:</b>  Fazer um molde com a fralda descartável através do molde confeccionado na simulação, Usar caneta e posteriormente recortar com a tesoura.  Umedecer uniformemente o molde de fralda com água destilada com cuidado para que a água não escorra da fralda. Ver a quantidade de líquido na ficha de simulação. Ao final a fralda deve formar um bloco homogêneo.  Colocar o molde umedecido sobre a regoião demarcada. Caso seja necessário usar fita adesiva para prender o molde no paciente.  O bólus deve estar em contato direto com a pele do paciente.			
<b>Observações:</b> Umedecer a fralda descartável de forma uniforme e homogênea para que o bólus não fique com superfícies irregulares.			
<small>Rua Santa Marcelina, 177 - Itaquera   São Paulo - SP   +55 11 2070-8000</small> <small>www.santamarcelina.org</small>			

  
 Denis Oliveira dos Santos  
 Tec. Radioterapia  
 CRTR - SP 34699 T

  
 SAMIRA JUNGES  
 Física Médica  
 CREA-RT 560 / ABFM RT 567

## 7 CONCLUSÃO

A confecção de bólus com fralda descartável e soro fisiológico é de fácil produção e reprodutibilidade, fatores importantes na rotina dos departamentos de radioterapia.

A análise da densidade das amostras confeccionadas, através do TPS Eclipse, demonstrou que todas as amostras obtiveram média das HU próximas à água. Quanto mais umedecida foi a amostra, mais próximo a HU foi de zero, valor esse equivalente a água. A única exceção se dá na amostra C, cujo valor de HU foi de -87. As amostras A, B e D obtiveram -22,33 HU, B -18,88 HU e -4,44 HU, respectivamente. Esse resultado é esperado quando se analisa a capacidade de absorção dos PSA presentes na fralda descartável. Como parâmetro de comparação, o bólus comercial, descrito pelo fabricante como um óleo sintético, obteve resultado da média de -36,222 HU para o bólus de 0,5 cm e -21,77 para o bólus de 1,0 cm.

Sobre a espessura das amostras, em comparação direta, a amostra C obteve uma média de espessura de 0,544 cm, ficando assim mais próxima do bólus comercial de 0,5 cm. em relação a amostra A, que obteve uma espessura de 0,628 cm, a amostra D obteve uma espessura de 0,792 cm, ficando mais próximo do bólus comercial de 1,0 cm em relação a amostra B, que obteve uma média de espessura de 0,705 cm. Esse resultado também está ligado à capacidade de absorção e expansão do PSA presente na fralda descartável.

Comparando-se as amostras de bólus produzidas com o bólus comercial na dosimetria de feixes de fótons de 6 e 10 MV podemos observar as seguintes variações para as amostras A, B C e D, respectivamente de 0,002 nC, 0,45 nC, 0,005 nC e 0,02 nC para a dosimetria com feixes de fótons de 6 MV e 0,003 nC, 0,039 nC, 0,003nC e 0,017 nC para a dosimetria com feixes de fótons de 10 MV. Percentualmente a maior variação de atenuação ocorreu na amostra B com uma variação percentual de 1,28% na energia de 10 MV.

Os resultados da dosimetria com feixes clínicos de elétrons, mostraram uma discrepância na atenuação sendo elas respectivamente para as amostras A, B C e D, de 0,373 nC, 0,461 nC 0,061 nC e 0,251 nC. A amostra B obteve a maior discrepância nas leituras em comparação com o seu bólus de referência, com um desvio de 93,79%, esse fato também ocorreu na pesquisa de Oliveira et.al (2019), onde a dosimetria com feixes de elétrons de 6 MeV apresentou uma variação percentual de atenuação muito maior do que as outras faixas de energias usadas na pesquisa. Este fato pode ser parcialmente explicado pela natureza do

feixe clínico de elétrons, entretanto para um maior esclarecimento, recomenda-se a realização de dosimetrias com diferentes profundidades para os feixes de elétrons de 6 MeV. A dosimetria com o feixe clínico de elétrons de 18 MeV obteve uma boa concordância, sendo as diferenças de 0,007 nC, 0,01 nC, 0,005 nC e 0,005 nC respectivamente para as amostras A, B, C e d e. Já no percentual de atenuação, a maior discrepância ficou com a amostra B com 0,53% de diferença.

Com base na análise dos resultados o bólus confeccionado com fralda descartável possuem propriedades dosimétricas similares aos utilizados no setor de radioterapia da Casa de Saúde Santa Marcelina.

## **8 PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS**

- Realizar a caracterização e dosimetria de bólus com fabricação de diferentes marcas de fralda descartáveis para analisar se existirá uma grande diferença da capacidade dos materiais de absorver água e a influência deste fato na dosimetria das amostras.
- Aplicar o método Monte Carlo nos bólus produzidos com fralda e soro.

## 9 REFERÊNCIAS

ALONSO, Thessa Cristina. Dosimetria em tomografia computadorizada e avaliação das doses nos órgãos em varreduras de tronco. 2016. 141p. Tese (Doutorado em Ciências das Radiações) Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte. Disponível em: < [\(Microsoft Word - ORIGINAL DOSIMETRIA EM TC E AVALIA\307\3030 DAS DOSES.docx\) \(ufmg.br\)](#) >. Acesso em: 27 abr. 2024.

AMARO JÚNIOR, Edson; YAMASHITA, Helio. Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética. **Brazilian Journal of Psychiatry**, v. 23, p. 2-3, 2001. Disponível em: < [SciELO - Brasil - Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética](#) >. Acesso em 04 fev. 2024.

ATUA, Rifat et al. Expandindo o acesso global à radioterapia. **The lancet oncology**, v. 16, n. 10, pág. 1153-1186, 2015. disponível em: <[https://www.researchgate.net/profile/Jacob-Van-Dyk/publication/282412747\\_Global\\_Task\\_Force\\_on\\_Radiotherapy\\_for\\_Cancer\\_Control/links/5a5540a7aca272bb696233cb/Global-Task-Force-on-Radiotherapy-for-Cancer-Control.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Jacob-Van-Dyk/publication/282412747_Global_Task_Force_on_Radiotherapy_for_Cancer_Control/links/5a5540a7aca272bb696233cb/Global-Task-Force-on-Radiotherapy-for-Cancer-Control.pdf) > Acesso em 11 jan. 2024.

BANAEE, Nooshin et al. Dose measurement of different bolus materials on surface dose. **Revista de Pesquisa em Radioproteção**, v. 1, n. 1, p. 10-3, 2013.

BARBAGELATA, Agustina. **Implementación de un sistema de construcción de bolus personalizados en pacientes oncológicos con impresora 3D para su uso en radioterapia**. 2022. 52 p. Tese (Doutorado). Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, Argentina. Disponível em: < [Implementación de un sistema de construcción de bolus personalizados en pacientes oncológicos con impresora 3D para su uso en radioterapia \(cnea.gov.ar\)](#) >. Acesso em: 13 abr. 2024.

BENOIT, J; PRUITT, A. F.; THRALL, Donald 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<sup>®</sup> **Radiologia veterinária e ultrassonografia**, v. 50, n. 5, p. 555-559, 2009.

Brasil. Instituto Nacional de Câncer (INCA) (org.). **Manual Para Técnicos em Radioterapia: programa de qualidade em radioterapia**. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2000. 48 p. Disponível em: < [manualparatécnicospdf.p65 \(inca.gov.br\)](#) > acesso em 12 abr. 2024.

Brasil. Ministério da Saúde. **Censo de Radioterapia**. Brasília, 2019. [Disponível em: Censo de Radioterapia.pdf](#). Acesso em 21 abr. 2024.

Brasil. Ministério da Saúde/ Secretaria de Atenção à Saúde/ Departamento de Regulação, **manual de bases técnicas da oncologia – sia/sus - sistema de informações ambulatoriais**. Avaliação e Controle/Coordenação-Geral de Gestão dos Sistemas de Informações em Saúde – 27ª Edição. Agosto de 2021.179 p. Disponível em: <[https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//manual\\_oncologia\\_27a\\_edicao\\_agosto\\_2021\\_09\\_08\\_2021.pdf](https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//manual_oncologia_27a_edicao_agosto_2021_09_08_2021.pdf)> Acesso em 10 mai. 2024.

CAMARGO, A. V. **Planejamento 3D em Radioterapia**. 1 ed. São Paulo: Lemar editora, 2018.

CAMPOS, M. A., & DIAZ, A. A. The Role of Computed Tomography for the Evaluation of Lung Disease in Alpha-1 **Antitrypsin Deficiency**. Chest, 2018. Disponível em: < [O Papel da Tomografia Computadorizada na Avaliação da Doença Pulmonar na Deficiência de Alfa-1 Antitripsina - PubMed \(nih.gov\)](#)> Acesso em: 01 maio 2024.

CURI, DENISE. Polímeros e interações intermoleculares. **Química nova na escola**, v. 23, n. 5, p. 19-22, 2006. Disponível em: < [qne23-g.p65 \(sbq.org.br\)](#)>. Acesso em 01 maio 2024.

DEY, S. et al. Exposure Factor considerations for safety evaluation of modern disposable diapers. Regulatory toxicology and pharmacology, [S.l], v. 81, p. 183-193, 2016.

GIBBONS, J. P. **Kan's The Physics of Radiation Therapy**. 6 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2020.

GOVINDARAJ, KESAVAN et al. Dosimetric characteristics of transparent bolus for external beam radiotherapy. **Iranian Journal of Medical Physics**, v. 16, n. 6, p. 410-415, 2019. Disponível em: < [article\\_12906\\_23f0b24d9e940a74eb4cd58410966d08.pdf \(mums.ac.ir\)](#)>. Acesso em: 13 abr. 2024.

IARC – International Agency for Research on Cancer. World Health Organization. **Globocan 2022: Latest Global Cancer Data Shows Rising Incidence and Stark Inequities**. 1 fev 2024. Disponível em: < [pr345\\_E.pdf \(who.int\)](#)>. Access em: 31 mar. 2024.

INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (org.). **ABC do câncer: Abordagens Básicas para o Controle do Câncer**. 6. ed. rev. Atual. Rio de Janeiro: 74 2020. Disponível em: < [livro\\_abc\\_6ed\\_0.pdf \(inca.gov.br\)](#)>. Acesso em: 28 jan. 2023.

INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (org.). **Estimativa**. 2022. Rio de Janeiro. Disponível em: < [INCA estima 704 mil casos de câncer por ano no](#)

[Brasil até 2025 — Instituto Nacional de Câncer - INCA \(www.gov.br\)](#) >. Acesso em: 01 abr. 2024.

KHAN, F. M., GIBBONS, H. P., SPERDUTO, P.W. **Treatment planning in Radiation Oncology**. 4ª ed. Wolters Kluwer Health: Philadelphia USA, 2016.

LILI, ZHAO. **Síntese e caracterização do copolímero tribloco anfifílico biodegradável poli (L, L-lactídeo-stat- $\epsilon$ -caprolactona)-bloco-poli (óxido de etileno)-bloco-poli (L, L-lactídeo-stat- $\epsilon$ -caprolactona)**. 2007. 113P. Dissertação de mestrado. Universidade de São Paulo. Disponível em: < [\(Microsoft Word - disserta\347\343o.doc\) \(usp.br\)](#) >. Acesso em 01 maio 2024.

MANZANO, Manuel Alejandro Rojas; Silva, Eugênia Fonseca da; LOPES, Anne Neiry de Mendonça; Tolêdo Filho, Romildo Dias. Mecanismo de atuação dos Polímeros Superabsorventes como agentes de cura interna para mitigar a retração autógena em Concretos de Alta Resistência (CAR)–Estado da Arte. **Matéria** (Rio de Janeiro), v. 26, p. e12956, 2021. Disponível em: < [SciELO - Brasil - Mecanismo de atuação dos Polímeros Superabsorventes como agentes de cura interna para mitigar a retração autógena em Concretos de Alta Resistência \(CAR\) – Estado da Arte Mecanismo de atuação dos Polímeros Superabsorventes como agentes de cura interna para mitigar a retração autógena em Concretos de Alta Resistência \(CAR\) – Estado da Arte](#)>. Acesso em: 26 abr. 2024.

MARCONATO, J.C; FRANCHETTI, S. M. Polímeros Superabsorventes e as fraldas descartáveis: um material alternativo para o ensino de polímeros. **Química Nova Escola**. V. 15, p. 42-44, 2022.

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

MOREIRA, Pedro Augusto Gonzaga et al. Impactos ambientais e opções de tratamento dos resíduos provenientes de fraldas descartáveis: revisão da literatura. **Revista Barui-Revista Brasileira de Assuntos Regionais e Urbanos**, v. 6, p. e8128-e8128, 2020. Disponível em: < [\(PDF\) IMPACTOS AMBIENTAIS E OPÇÕES DE TRATAMENTO DOS RESÍDUOS PROVENIENTES DE FRALDAS DESCARTÁVEIS: REVISÃO DA LITERATURA \(researchgate.net\)](#)>. Acesso em 01 maio 20124.

MOURÃO, Arnaldo Prata. **Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações**. São caetano do Sul, SP: Difusão Editora, 2018.

Natia Jokhadze, Arunangshu Das, Don S. Dizon, **Estatísticas globais do câncer: Uma população saudável depende da saúde da população**, CA: A Cancer Journal for Clinicians. GLOBACON. 2024.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das radiações**. Oficina de Textos, 2010.

OLIVEIRA, Carlla M. et al. Fabricação de um bolus composto de água, glicerina bidestilada, delatina e formol. In: Congresso Brasileiro de Física Médica, XV., 21-24 de agosto, 2019, Santos, SP. Disponível em: <[Carlla - Artigo corrigido \(iaea.org\)](#)>. Acesso em: 15 set. 2023.

PEREIRA, Carolina C. B. B. **Influência de lençóis e cobertores sob feixe clínico de radiação de fótons e de elétrons**. 2022. 81 p. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

PEREZ, L. **Princípios Físicos e Técnicos em Radioterapia**. 1. ed. Rio de Janeiro: Rubio, 2018.

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

RASHID, R. A. et al. Efeitos do curativo sobre a dose na superfície e profundidade de dose máxima ( $d_{max}$ ) para radioterapia por fótons e feixe de elétrons. **J Med Phys Biophys**, v. 4, n. 1, p. 103-107, 2017.

RPDINC - Radiation Products Design. Bolus, Beam Spoilers & Compensators, Contors, Contouring. 2019. Disponível em <[BOLUS, BEAM SPOILERS & COMPENSATORS, CONTOURING \(rpdinc.com\)](#)>. Acesso em: 01 jul. 2023.

SALVAJOLI J.V, SOUHAMI L, FARIA S.L., (Ed.) **Radioterapia em oncologia**. 2a ed. São Paulo: Atheneu; 2013.

SALVAJOLI, J. V., SOUHAMI, L. E FARIA, S. L. (Ed.) **Radioterapia em Oncologia**. Rio de Janeiro: Editora Médica e Científica Ltda.,1999.

SANTOS, LARISSA CRISTINA SILVA dos. **Modelagem de bolus individualizados para produção por impressora 3D e uso em radioterapia**. 2021. 77 p. Dissertação

(Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) - Universidade Federal de Pernambuco, Recife. Disponível em: <[RI UFPE: Modelagem de bolus individualizados para produção por impressora 3D e uso em radioterapia](#)>. Acesso em: 11 nov. 2023.

SBRT. RT2030 – Plano de Desenvolvimento da Radioterapia para a Próxima Década. Disponível em: <<https://sbradioterapia.com.br/rt2030/>>. Acesso em: 21 abr. 2024.

SCAFF, Luiz. **Física na Radioterapia: a base analógica de uma era digital**. São Paulo: Editora Projeto Saber, 2010. 2 v

SCRIPES, PAOLA G.; MORAES, SUSIANE; ROCHA, JOSE RENATO O. Verificação da densidade eletrônica e da equivalência a água dos materiais utilizados como bolus (cera e gaze vaselinada) em radioterapia. In: Congresso Brasileiro de Física Médica, XV., 14-17 de junho, 2006, Ribeirão Preto, SP. Disponível em: <[A\\_pscrip\\_230\\_v1.PDF \(osti.gov\)](#)>. Acesso em: 11 fev. 2024.

SERHAT, A; TANZER, I, O; İKIZCELI, T. DOSIMETRIC COMPARISON OF SUPERFLAB AND SPECIALLY PREPARED BOLUS MATERIALS USED IN RADIOTHERAPY PRACTICE. Eur J Breast Health. v. 16, n. 3, p. 167, 2020. DISPONÍVEL EM: <[Dosimetric Comparison of Superflab and Specially Prepared Bolus Materials Used in Radiotherapy Practice - PMC \(nih.gov\)](#)>. Acesso em: 01 maio 2024.

SOARES, Wanessa Danielle Barbosa. **A Evolução e a Importância da Tomografia Computadorizada na Odontologia**. 2016. Disponível em: <[A Evolução e a Importância da Tomografia Computadorizada \(nucleodoconhecimento.com.br\)](#)> . Acesso em: 01 maio 2024.

SPEZZIA, S. O uso do bolus na radioterapia. **Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba**, Sorocaba, São Paulo, v. 18, n. 4, p. 183–186, 2017. DOI: 10.5327/Z1984-4840201623688. Disponível em <<https://revistas.pucsp.br/index.php/RFCMS/article/view/23688> >. Acesso em: 11 fev. 2024.

TAKAYA, RAQUEL. **Preparação e avaliação comparativas das propriedades físico-químicas entre hidrogéis de poliacrilato de sódio e de ácido itacônico para potencial aplicação como biomaterial**. 2014. 83p. (Dissertação de Mestrado) – Faculdade de ciências farmacêuticas, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

VYAS, VEDANG et al. On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy. **Medical Dosimetry**, v. 38, n. 3, p. 268-273, 2013.

WEINBERG, ROBERT A. Como o câncer surge. **Scientific American**, v. 275, n. 3, pág. 62-70, 1996. Disponível em: <<http://purdyplatypus.pbworks.com/w/file/61527783/Weinberg-tumor%20progression.pdf>> Acesso em 11 set. 2021.

WORLD HEALTH ORGANIZATION et al. Technical specifications of radiotherapy equipment for cancer treatment. 2021. Disponível em: <[Especificações técnicas dos equipamentos de radioterapia para tratamento oncológico \(who.int\)](#)> acesso em 26 nov. 2023.

**ANEXO – 1 - TABELA COM A QUANTIDADE DE EQUIPAMENTOS DE TELETERAPIA NO BRAIL (BRASIL, 2018).**

Estado	Número de Serviços		Acelerador Linear		Cobalto-60		Ortovoltagem		Gammaknife	
	Total	SUS	Total	SUS	Total	SUS	Total	SUS	Total	SUS
Alagoas	4	3	5	4	-	-	-	-	-	-
Amazonas	4	2	4	2	1	1	-	-	-	-
Bahia	10	9	16	15	1	1	-	-	-	-
Ceará	4	4	10	10	1	1	1	1	-	-
Distrito Federal	6*	2	7	3	1	1	-	-	-	-
Espírito Santo	3	2	6	4	-	-	-	-	-	-
Goiás	4	3	7	6	-	-	1	1	-	-
Maranhão	2	2	2	2	1	1	-	-	-	-
Minas Gerais	28	23	43	38	-	-	1	1	-	-
Mato Grosso do Sul	5	4	3	2	1	1	1	1	-	-
Mato Grosso	4	2	4	2	-	-	1	1	-	-
Pará	5	2	9	4	-	-	-	-	-	-
Paraíba	3	2	6	5	-	-	1	1	-	-
Pernambuco	7	5	8	5	2	2	-	-	-	-
Piauí	2	1	3	2	-	-	-	-	-	-
Paraná	12	10	24	19	1	1	7	7	1	-
Rio de Janeiro	27	13	36	18	2	2	-	-	-	-
Rio Grande do Norte	2	2	5	5	1	1	-	-	-	-
Rondônia	2	2	1	1	1	1	-	-	-	-
Rio Grande do Sul	19*	16*	31	25	2	2	-	-	-	-
Santa Catarina	11	8	12	9	2	2	2	1	-	-
Sergipe	3	2	4	3	-	-	-	-	-	-
São Paulo	73	39	116	68	3	3	12	9	1	-
Tocantins	2	1	1	-	-	-	-	-	-	-
<b>Total</b>	<b>242</b>	<b>162</b>	<b>363</b>	<b>252</b>	<b>20</b>	<b>20</b>	<b>27</b>	<b>23</b>	<b>2</b>	<b>-</b>

(\*) Existência de um estabelecimento que realiza somente braquiterapia.

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
**Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino**  
**Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000**  
**Fone (11) 2810-1570 ou (11) 2810-1572**  
**SÃO PAULO – São Paulo – Brasil**  
**<http://mprofissional.ipen.br>**

**O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) é uma Autarquia vinculada à secretaria de Desenvolvimento Econômico do Governo do Estado de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações (MCTI) do Governo Federal.**