



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

João Victor Cunha Cordeiro

**Fotogrametria e impressão 3D:** uma abordagem integrada para o desenvolvimento de bolus personalizados em radioterapia

Florianópolis

2024

João Victor Cunha Cordeiro

**Fotogrametria e impressão 3D:** uma abordagem integrada para o desenvolvimento de bolus personalizados em radioterapia

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Ricardo Armini Caldas, Dr.

Coorientador: Prof. Matheus Savi, Dr

Florianópolis

2024

Cordeiro, João Victor Cunha

Fotogrametria e impressão 3D : uma abordagem integrada para o desenvolvimento de bolus personalizados em radioterapia / João Victor Cunha Cordeiro ; orientador, Ricardo Armini Caldas, coorientador, Matheus Brum Marques Bianchi Savi, 2024.

50 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2024.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. Radioterapia. 3. Impressão Tridimensional. 4. Fotogrametria. I. Caldas, Ricardo Armini. II. Savi, Matheus Brum Marques Bianchi. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

João Victor Cunha Cordeiro

**Fotogrametria e impressão 3D: uma abordagem integrada para o desenvolvimento de bolus personalizados em radioterapia**

O presente trabalho em nível de Mestrado foi avaliado e aprovado, 23 de agosto de 2024 pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Ricardo Armini Caldas, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Marcelo Ferraz Mesquita, Dr.  
Universidade Estadual de Campinas

Prof. Maurício Malheiros Badaró, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Mestre em Odontologia



Prof. Mariane Cardoso, Dr.ª  
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação



Prof. Ricardo Armini Caldas, Dr.  
Orientador

Florianópolis, 2024.

Dedico esta dissertação aos meus pais, que sempre foram fonte inesgotável de amor,  
apoio e inspiração.

## AGRADECIMENTOS

A conclusão desta dissertação representa não apenas o término de uma jornada acadêmica, mas também a culminação de um esforço coletivo, que gostaria de reconhecer com muita gratidão.

Em primeiro lugar, gostaria de expressar meu sincero agradecimento à minha família e à minha namorada, pelo suporte incondicional ao longo de toda a minha trajetória acadêmica. Sou profundamente grato por todo o investimento, não apenas financeiro, mas, sobretudo, emocional, que fizeram em mim ao longo de todos esses anos. Sem o carinho, a paciência e a fé inabalável nas minhas capacidades, este trabalho não teria sido possível. Agradeço por acreditarem em mim, por me proporcionarem todas as oportunidades necessárias para alcançar este sonho e por estarem ao meu lado em cada etapa dessa jornada.

Gostaria de dirigir um agradecimento especial ao meu orientador, **Prof. Dr. Ricardo Armini Caldas**, pela orientação, paciência e confiança ao longo deste processo. Agradeço também pelas oportunidades de aprendizado e crescimento que me proporcionou, bem como por me inspirar a buscar sempre a excelência. De igual modo, sou extremamente grato aos professores que contribuíram direta ou indiretamente para este trabalho, especialmente à **Prof. Dra. Lauren Bohner**, por ter disponibilizado os equipamentos que tornaram esta pesquisa viável, além das oportunidades e ensinamentos durante meu tempo de mestrado, e ao meu coorientador, **Prof. Dr. Matheus Savi**, pelo auxílio e pela valiosa parceria.

Aos meus colegas de curso e amigos, que compartilharam comigo esta caminhada, enfrentando juntos os desafios e celebrando as conquistas, registro minha profunda gratidão. Suas contribuições, tanto nas discussões acadêmicas quanto nos momentos de descontração, foram fundamentais para a minha formação e para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço à **Universidade Federal de Santa Catarina** por viabilizar um mestrado de qualidade em um ambiente de ensino público. Sou grato também à Coordenação de **Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo apoio financeiro ao longo do mestrado. Por fim, estendo meus agradecimentos a todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste sonho. Sem o apoio e incentivo de cada um de vocês, esta dissertação não teria sido possível.

## RESUMO

A fabricação artesanal de bolus individualizados (BI) enfrenta desafios significativos, especialmente em contornos faciais irregulares. Esta pesquisa tem como objetivo a utilização combinada de fotogrametria e impressão 3D com ácido polilático (PLA) para a confecção de BI. A metodologia foi segmentada em três etapas principais: (1) validação dos valores de HU do PLA; (2) uso de fotogrametria para obtenção de modelos faciais; e (3) modelagem e impressão dos BI. Como resultado dessas etapas, verificou-se que o PLA apresentou valores de HU compatíveis para a confecção de bolus (07 HU). Na etapa de fotogrametria, os três grupos avaliados (DSLR com 6 fotos, celular com 25 fotos e vídeo) não apresentaram diferenças estatisticamente significativas, mostrando valores compatíveis para a obtenção de modelos faciais. Por fim, na etapa de modelagem e impressão dos BI, os bolus foram impressos com boa adaptação, rápida confecção e baixo custo. Dessa forma, a combinação de fotogrametria e impressão 3D oferece uma solução promissora para melhorar o conforto dos pacientes e otimizar os recursos em tratamentos radioterápicos.

**Palavras-chave:** Radioterapia; Impressão Tridimensional; Fotogrametria

## ABSTRACT

The artisanal fabrication of bolus individualized (BI) faces significant challenges, especially in irregular facial contours. This research aims to utilize the combination of photogrammetry and 3D printing with polylactic acid (PLA) to produce BI. The methodology was divided into three main stages: (1) validation of the HU values of PLA; (2) the use of photogrammetry to obtain facial models; and (3) the modeling and printing of the BI. As a result of these stages, it was found that PLA presented HU values compatible with the fabrication of bolus (07 HU). In the photogrammetry stage, the three evaluated groups (DSLR with 6 photos, cell phone with 25 photos, and video) did not show statistically significant differences, demonstrating compatible values for obtaining facial models. Finally, in the BI modeling and printing stage, the bolus was printed with good adaptation, quick fabrication, and low cost. Thus, the combination of photogrammetry and 3D printing offers a promising solution to improve patient comfort and optimize resources in radiotherapy treatments.

**Keywords:** Radiotherapy; Three-Dimensional Printing; Photogrammetry

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Deslocamento da dose máxima de radiação com o uso do Bolus.....	17
Figura 2 – Superflap .....	18
Figura 3 – Processo de reconstrução com fotogrametria.....	20
Figura 4 – Manequim de cabeça e pescoço utilizado .....	25
Figura 5 – Posicionamento das câmeras (azul) em relação ao modelo .....	25
Figura 6 – Grupos de análise para realização da fotogrametria .....	26
Figura 7 – Sequência de sobreposição no CloudCompare .....	27
Figura 8 – Sequência de trabalho para a confecção do BI impresso .....	30
Figura 9 – Impressora FDM utilizada.....	30
Figura 10 – Valores de Hounsfield dos materiais avaliados em comparação com a literatura.	31
Figura 11 – Gráfico Box Plot para quantidade de fotos DSLR.....	32
Figura 12 – Variação da quantidade de fotografias DSLR.....	33
Figura 13 – Gráfico Box Plot para quantidade de fotos celular .....	34
Figura 14 – Variação da quantidade de fotografias Celular .....	34
Figura 15 – Gráfico Box Plot da veracidade entre os grupos.....	35
Figura 16 – Análise dos modelos utilizando CloudCompare .....	36
Figura 17 – Gráfico de violino de precisão .....	36
Figura 18 – Modelos exportados para o <i>software</i> Blender.....	37
Figura 19 – Bolus posicionado sobre o modelo anatômico.....	37
Figura 20 – Gráfico de barras sobre a proporção do tempo e custo .....	38

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Equipamento utilizados .....	26
Quadro 2 – <i>Softwares</i> utilizados para aquisição dos modelos 3D.....	28
Quadro 3 – Configuração utilizada no <i>software</i> Metashape.....	28
Quadro 4 – Características gerais da impressora 3D.....	29
Quadro 5 – Características gerais da impressão .....	29

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Análises da quantidade de fotos DSLR .....	32
Tabela 2 – Análises da quantidade de fotos Celular.....	33
Tabela 3 – Veracidade dos grupos comparados com a referência.....	35

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>13</b>
1.1	INTRODUÇÃO.....	13
1.2	REVISÃO DE LITERATURA .....	15
<b>1.2.1</b>	<b>Radioterapia Externa .....</b>	<b>15</b>
<b>1.2.2</b>	<b>Interação do feixe de radiação com a pele.....</b>	<b>16</b>
<b>1.2.3</b>	<b>Bolus.....</b>	<b>16</b>
<b>1.2.4</b>	<b>Material para confecção de bolus.....</b>	<b>18</b>
<b>1.2.5</b>	<b>Fotogrametria 3D .....</b>	<b>19</b>
<b>1.2.6</b>	<b>Impressão 3D.....</b>	<b>21</b>
<b>2</b>	<b>JUSTIFICATIVA</b>	<b>22</b>
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b>	<b>23</b>
3.1	GERAL.....	23
3.2	ESPECÍFICOS.....	23
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>24</b>
4.1	VALORES DE HOUNSFIELD DO PLA IMPRESSO .....	24
4.2	FOTOGRAMETRIA .....	24
<b>4.2.1</b>	<b>Cálculo amostral.....</b>	<b>27</b>
<b>4.2.2</b>	<b>Quantidade de fotografias necessárias .....</b>	<b>27</b>
<b>4.2.3</b>	<b>Análise da veracidade.....</b>	<b>28</b>
<b>4.2.4</b>	<b>Análise da precisão .....</b>	<b>28</b>
4.3	MODELAGEM 3D E IMPRESSÃO DO BOLUS .....	29
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>31</b>
5.1	VALORES DE HOUNSFIELD DO PLA IMPRESSO .....	31
5.2	FOTOGRAMETRIA .....	31
<b>5.2.1</b>	<b>Quantidade de fotografias.....</b>	<b>32</b>
<b>5.2.2</b>	<b>Análise da veracidade.....</b>	<b>35</b>
<b>5.2.3</b>	<b>Análise da precisão .....</b>	<b>36</b>
5.3	MODELAGEM 3D E IMPRESSÃO DO BOLUS .....	37
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>39</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>42</b>
<b>8</b>	<b>SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS</b>	<b>43</b>
<b>9</b>	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>44</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>51</b>

# 1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

## 1.1 INTRODUÇÃO

A radioterapia (RT) é uma modalidade extensivamente utilizada no tratamento de neoplasias malignas e particularmente relevante em casos em que a excisão cirúrgica da lesão é inviável (Baskar *et al.*, 2012). Este processo consiste na aplicação de uma dose específica de radiação, calculada previamente, durante um período determinado sobre o volume do tecido tumoral com o objetivo de erradicar todas as células tumorais, minimizando ao máximo o dano às células saudáveis adjacentes, uma condição crucial para a subsequente regeneração da área afetada (Spezzia, 2016). Durante um tratamento oncológico estima-se que 52% dos pacientes sejam submetidos à RT em algum momento (Delaney *et al.*, 2005).

Para o tratamento de lesões oncológicas superficiais sugere-se a utilização de um bolus. O bolus é um dispositivo equivalente ao tecido corporal utilizado para superficializar doses radioterápicas ou substituir tecidos perdidos durante o tratamento oncológico e que deve estar justaposto ao tecido irradiado. Sua função primordial é aumentar a eficácia da dose de radiação na região superficial, preservando as estruturas saudáveis próximas ao tumor (Jungling, 1920; Zou *et al.*, 2015). Contudo, a presença de desadaptações entre o bolus e a pele prejudica a distribuição adequada da dose de radiação no volume alvo planejado e, conseqüentemente, comprometendo o resultado terapêutico (Aras; Tanzer; İközceli, 2020).

Para reduzir a exposição dos tecidos saudáveis à radiação e de maximizar a homogeneidade da dose distribuída (Kavanaugh *et al.*, 2013), idealmente é preferível que cada paciente dispusesse de um bolus individualizado (BI). A fabricação de um BI é usualmente realizada de maneira artesanal fabricados a partir de materiais como óleo sintético, gaze embebida em água ou cera moldável (Zhao *et al.*, 2017), tornando processo difícil e demorado, especialmente para contornos faciais irregulares em tratamentos de tumores de cabeça e pescoço (Gomez *et al.*, 2021). Contudo, atualmente é possível de utilizar da manufatura aditiva para contornar tais dificuldades (Canters *et al.*, 2016; Kim *et al.*, 2014; Park *et al.*, 2016).

A manufatura aditiva, popularmente conhecida como impressão 3D, pode ser utilizada para confeccionar o BI para RT em diversos materiais diferentes e que mais se assemelham as características radioterapêuticas desejadas (Brown *et al.*, 2022). Um material promissor é o ácido polilático (PLA), um poliéster biodegradável produzido a partir de recursos renováveis principalmente da glucose de milho, utilizado para diversas aplicações (biomédica, embalagens, fibras têxteis e itens técnicos), apresentando a fórmula química  $C_3H_4O_2$  (Murariu; Dubois, 2016).

Foi demonstrado que um corpo impresso utilizando PLA com 100% de preenchimento (*infill*) produz um bolus sólido com propriedades radiológicas semelhantes ao tecido da pele (Burleson et al., 2015). Sendo um material com uso justificado para confecção de BI, tendo em vista seu baixo custo e praticidade (Zhang et al., 2023). No entanto, variações nas formulações químicas (variação entre fabricantes, cores dos materiais ou aditivos para facilitar a impressão) podem levar a diferenças nas propriedades físicas entre as impressões (Craft et al., 2018). Ainda, para a confecção de BI impresso é necessária a obtenção de um modelo digital da anatomia da região a receber radiação.

Normalmente o modelo digital é obtido através de uma tomografia computadorizada (Burleson et al., 2015). Embora a tomografia tenha fidelidade geométrica, ela possui um elevado custo além de expor o paciente a doses de radiações desnecessárias, principalmente quando é utilizada apenas a obtenção do modelo digital (Sharma et al., 2018). Uma alternativa para a obtenção do modelo digital é a fotogrametria, que é uma técnica de escaneamento que utiliza de várias fotografias obtidas por uma câmera comum (como uma câmera digital ou celular), gerando múltiplas imagens com sobreposições em diferentes ângulos que, em seguida, são digitalmente reconstruídas em um objeto 3D (Bridger et al., 2022; Zhao et al., 2021), com a vantagem de apresentar baixo custo e não expor o paciente à radiação.

Diante das dificuldades em confeccionar o BI de modo artesanal e das presentes vantagens na confecção por manufatura aditiva, o uso de tecnologias de impressão 3D e fotogrametria para confecção de bolus individualizado pode diminuir o custo de fabricação, reduzir o tempo de confecção e gerar mais conforto ao paciente, bem como ampliar o acesso ao BI no sistema de saúde. Assim, o presente trabalho propõe um protocolo rápido e de baixo custo para confecção de bolus individualizado confeccionado por fotogrametria e impressão 3D.

## 1.2 REVISÃO DE LITERATURA

### 1.2.1 Radioterapia Externa

A RT constitui um pilar fundamental no tratamento oncológico, sendo aplicável em distintos momentos da trajetória terapêutica (pré-operatório, pós-operatório, ou como intervenção única) podendo ser combinada com outras modalidades de tratamento, como a quimioterapia ou a cirurgia. A seleção da abordagem terapêutica adequada é influenciada por múltiplos fatores intrínsecos à condição clínica do paciente, dentre os quais se destacam a localização, o tipo histológico e a dimensão da lesão.

Esses parâmetros são decisivos na determinação da dose de radiação necessária para a eliminação efetiva do tecido tumoral (Halperin et al., 2013). A RT é empregada em diversos contextos, como adjuvante, neoadjuvante, curativo e paliativo:

- A RT adjuvante visa a erradicação de células cancerígenas residuais pós-cirurgia, com o propósito de diminuir o risco de recidiva (Mendenhall et al., 2008).
- A RT neoadjuvante é administrada previamente ao tratamento principal, frequentemente antes da cirurgia, com o objetivo de reduzir o tamanho do tumor, facilitando sua remoção cirúrgica e potencialmente melhorando os resultados a longo prazo (Untch et al., 2014).
- A RT com intenção curativa busca a erradicação completa do câncer, almejando a cura da doença, sendo aplicada de forma isolada no tratamento oncológico (Bhatia et al., 2002).
- A RT paliativa tem como finalidade aliviar os sintomas decorrentes do câncer e aprimorar a qualidade de vida dos pacientes, sem a expectativa de cura. (van Oorschot et al., 2011)

Independentemente da abordagem clínica adotada, o princípio subjacente à RT é o emprego da radiação ionizante para destruir ou inibir o crescimento de células tumorais, visando irradiar o volume tumoral de maneira precisa, enquanto se minimiza o dano aos tecidos saudáveis circundantes, possibilitando, assim, a recuperação futura da área afetada (Halperin et al., 2013). Todos os tecidos podem ser afetados pela radiação em diferentes graus, efeitos dessa exposição geralmente dependem da dose total de radiação recebida e do fracionamento da dose utilizada.

A cirurgia e a quimioterapia, quando combinadas com a RT, podem intensificar esses efeitos adversos, porém, comumente, os efeitos decorrentes da radiação são bem tolerados, desde que os limites de tolerância dos tecidos à radiação sejam estritamente respeitados (Halperin et al., 2013).

### 1.2.2 Interação do feixe de radiação com a pele

As radiações ionizantes são ondas eletromagnéticas e ao interagirem com os tecidos, originando elétrons livres que ionizam o meio e criam efeitos químicos, como a hidrólise da água e a ruptura das cadeias de ácido desoxirribonucleico. A morte celular pode ocorrer por diferentes mecanismos, desde a inativação de sistemas vitais da célula até a sua incapacidade de reprodução. A resposta dos tecidos às radiações depende de diversos fatores, tais como a sensibilidade do tumor à radiação, a localização e oxigenação das células, assim como a dose e o fracionamento prescrito (Halperin et al., 2013).

A fluência desta radiação e a dose absorvida pelos tecidos aumentam com a profundidade até um certo ponto. Em consequência disso, a dose absorvida inicialmente aumenta com a profundidade, atingindo um máximo, a partir do qual passa a decrescer (Figura 1). A região entre a superfície irradiada e a profundidade em que a dose atinge o valor máximo é chamada de região de *build-up* (acúmulo). A espessura da região de *build-up* é denominada espessura de equilíbrio eletrônico (Khan, 2010).

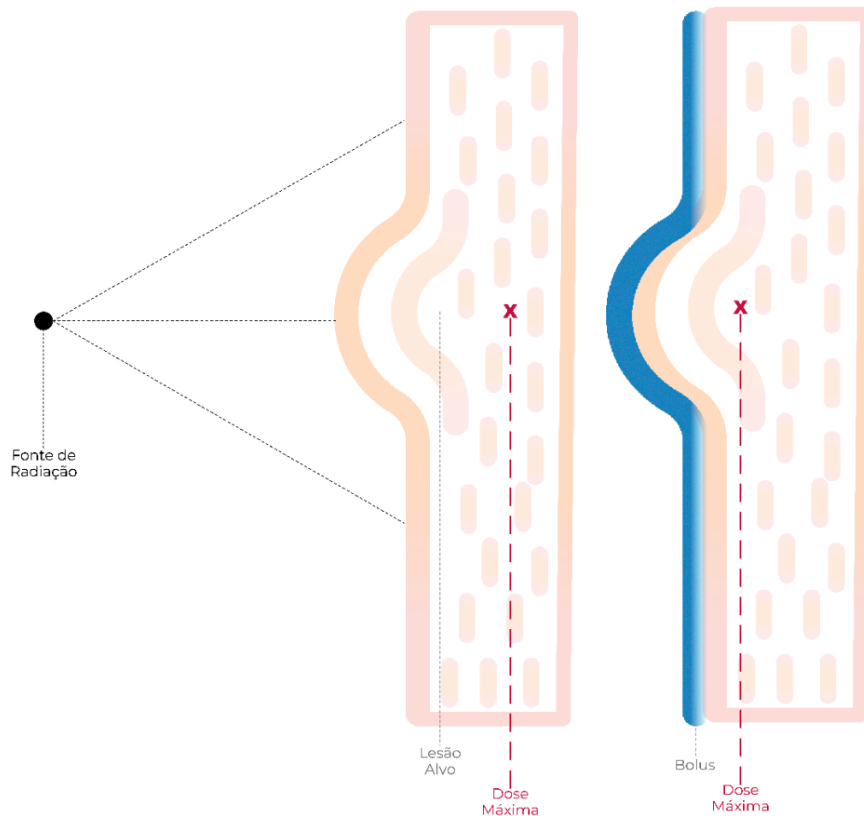
O efeito da dose na região de *build-up* para feixes de altas energias origina um fenômeno clinicamente conhecido como efeito de proteção da pele (*skin-sparing effect*). Para feixes de megavoltagem, a dose na superfície é muito menor do que a dose máxima. Assim, no caso de feixes de fótons de altas energias, doses maiores podem ser distribuídas para tumores localizados em partes mais profundas sem exceder a tolerância da pele. Isso é possível devido a ambos os fatores: a alta porcentagem de dose na profundidade do tumor e a baixa dose na superfície da pele (Khan, 2010). Para o tratamento de tumores superficiais, há a necessidade de deslocar o *build-up*, conseguindo-se, assim, maior dose na região da pele. Nesse contexto, a diversos artigos apontam a importância do uso de bolus (Gugliandolo et al., 2024; Wang et al., 2023; Zhang et al., 2023)

### 1.2.3 Bolus

Devido ao posicionamento inadequado natural da região de *build-up*, recomenda-se a utilização de um dispositivo destinado a superficializar a dose de radiação, denominado bolus. Tal procedimento visa maximizar a dose de radiação nos tecidos subcutâneos, com o objetivo

de alcançar a dose desejada na localização-alvo, ao mesmo tempo que reduz a exposição dos tecidos mais profundos (Lu et al., 2021).

Figura 1 – Deslocamento da dose máxima de radiação com o uso do Bolus



Fonte: elaborado pelos autores.

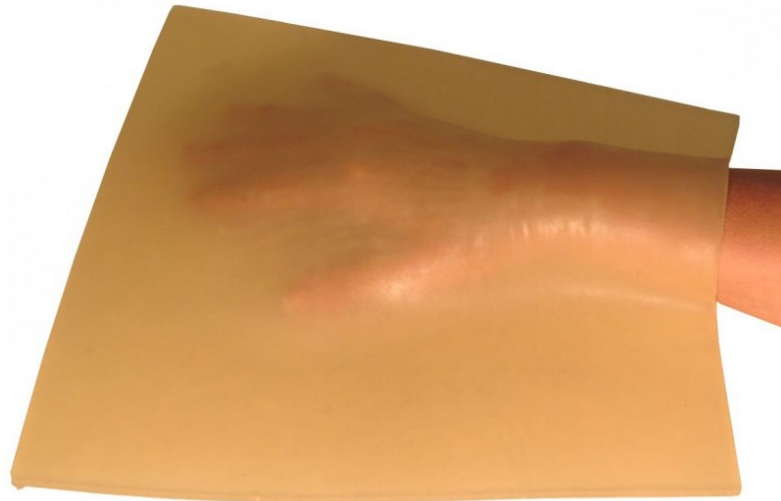
O conceito de bolus foi relatado pela primeira vez em 1920 por Jungling e descreve um material natural ou sinteticamente desenvolvido que atua como uma camada de tecido extra, proporcionando um tratamento mais eficaz em lesões superficiais (Vyas et al., 2013).

Khan, (2010) define bolus como um material cuja densidade Hounsfield (HU) é equivalente à da pele, posicionado diretamente sobre a superfície cutânea do paciente. O objetivo principal deste material é uniformizar os contornos irregulares do paciente, criando uma superfície mais plana e normalizada em relação ao feixe de radiação. O emprego do bolus deve ser realizado com uma camada de espessura adequada para assegurar um acúmulo de dose apropriado na superfície da pele. Conseqüentemente, o uso do bolus visa deslocar o ponto de máximo acúmulo de dose (*build-up*), possibilitando um aumento da dose na região do tumor (Khan, 2010).

Além de superficializar a posição da dose máxima na lesão, o bolus pode também ser utilizado para corrigir irregularidades da superfície da área a ser irradiada ou para substituir tecido que esteja faltando (Babic et al., 2002). Na prática clínica, os bolus comerciais são

comumente utilizados, principalmente o Superflap (Radiation Products Design, Albertville, Estados Unidos), (Figura 2), ou similares, contudo, os bolus comerciais apresentam uma maleabilidade insuficiente para se ajustarem perfeitamente ao contorno do paciente. Isso pode levar à formação de bolhas de ar entre o bolus e a superfície da pele.

Figura 2 – Superflap



Fonte: Imagem disponível no [site do fabricante](#).

Uma das principais preocupações reside no fato de que esses espaços de ar podem comprometer a distribuição da dose (Vyas et al., 2013). De fato, este fenômeno não é considerado pelo sistema de planejamento e pode provocar alterações na distribuição da dose planejada e na dose real administrada durante o tratamento (Camilleri et al., 2012).

Entretanto segundo Alnawaf; Butson; Yu, (2012), quando há bolhas de ar com aproximadamente 1 cm de diâmetro, apenas 90% da dose prescrita é efetivamente fornecida. Para aumentar a dose superficial, uma camada de bolus de espessura uniforme é usado (0,5 a 1,5 cm), pois não altera significativamente a forma da isodose curvas em profundidade, o resultado é uma isodose de distribuição que é idêntica àquela produzida em uma condição plana. Ou seja, bolus com 1 cm de espessura, que representa 1 cm a mais de “tecido” que a radiação tem que atravessar, deslocando o *build-up* mais para a superfície do paciente (Rosenberg, 2008).

#### 1.2.4 Material para confecção de bolus

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas em Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) em 1989 disponibilizou o documento oficial que caracteriza um material como possível substituto de tecido é o REPORT 44. Esse documento trata dos coeficientes de interação que devem ser obtidos e das quantidades que

devem ser consideradas no processo de caracterização, ou seja, dos critérios que devem ser tomados para selecionar um tecido substituto.

Além disso, é recomendado que no processo de avaliação e caracterização de um material os seguintes aspectos também devem ser avaliados, tais como bom espalhamento no local da irradiação, biocompatibilidade para não causar reações alérgicas e citotóxicas, flexibilidade para moldagem do contorno do paciente, densidade eletrônica compatível ao tecido irradiado, ser disponível em várias espessuras, ser resistente à radiação, estável (o material base deve ser inerte e não deve se degradar devido a repetidas irradiações), fácil de limpar e de baixo custo (White, 1978). No entanto, não há substância química simples capaz de substituir a composição atômica dos tecidos do corpo e novas alternativas de materiais estão sendo estudadas (White, 1978).

### **1.2.5 Fotogrametria 3D**

A fotogrametria é uma técnica de obtenção de modelos 3D que evoluiu a partir de conceitos inerentes à radiolocalização, multilateração e radiometria. Sendo utilizada desde meados do século XIX nos setores espacial, aeronáutico, geológico, meteorológico, geográfico, turístico e de entretenimento (Salazar-Gamarra et al., 2016). A fotogrametria utiliza de diversas fotografias capturadas por câmeras convencionais, tais como câmeras digitais ou celulares, englobando o maior número possível de ângulos em torno do objeto de interesse. Estas imagens são posteriormente reconstruídas em espaço tridimensional por meio de um algoritmo de correspondência de características.

Os *softwares* de fotogrametria contemporâneos desempenham um papel crucial ao simplificar o processo de análise das fotografias, mediante a identificação de elementos comuns entre elas. O produto deste processo é, comumente, um modelo 3D texturizado; ou seja, o modelo obtido é enriquecido com um mapa de texturas coloridas que representa a superfície do objeto fotografado. Tal avanço tecnológico viabiliza a criação de representações detalhadas e realistas, fundamentais para uma série de análises e interpretações em diversos campos. O processo de reconstrução digital pode ser sistematizado em três etapas fundamentais: primeiramente, o alinhamento das imagens; em seguida, a aquisição de uma nuvem densa de pontos; e por último, a construção da malha tridimensional.

Figura 3 – Processo de reconstrução com fotogrametria



Fonte: elaborado pelos autores.

Douglass; Caraça Santos, (2019) elencam múltiplas vantagens associadas ao emprego da fotogrametria na criação de modelos 3D, especialmente no âmbito do tratamento radioterápico. Tradicionalmente, a obtenção dos modelos digitais exige a aquisição de duas imagens tomográficas: a primeira necessária para a fabricação do aplicador impresso em 3D, delineando o contorno externo da pele do paciente, e a segunda utilizada para a elaboração de um plano no sistema de planejamento de tratamento. Com a utilização da fotogrametria, uma destas duas imagens de tomografia computadorizada pode, potencialmente, ser substituída pela fotogrametria, reduzindo assim a dose de radiação administrada ao paciente. Além disso, os autores destacam benefícios adicionais da fotogrametria, incluindo:

- A capacidade de evitar artefatos metálicos que comumente comprometem as imagens obtidas por tomografia computadorizada;
- A inclusão de informações detalhadas sobre a textura da pele do paciente.

Por outro lado, Douglass, (2022) aponta que a fotogrametria, embora apresente diversas aplicações vantajosas, enfrenta certas desvantagens que têm restringido sua ampla adoção no setor de saúde. As limitações primordiais incluem a exigência de capacidade de processamento computacional intensiva, necessária para o complexo fluxo de trabalho de reconstrução, além da ausência de uma definição de escala absoluta nos modelos reconstruídos. A determinação de uma escala absoluta é imprescindível para assegurar a precisão dimensional dos modelos impressos em 3D, o que é usualmente alcançado mediante a inclusão de um objeto

de referência com dimensões previamente conhecidas na cena que está sendo reconstruída. Esta etapa é fundamental para garantir que o modelo tridimensional gerado corresponda, em tamanho, ao objeto real que se deseja replicar.

### **1.2.6 Impressão 3D**

A impressão 3D é um método de fabricação que permite a criação de estruturas com variadas formas a partir de modelos digitais (Su; Moran; Robar, 2014), tem sido amplamente utilizada em várias aplicações médicas. Por exemplo, ela facilita a criação de acessórios personalizados para pacientes, além de ser amplamente utilizada em pesquisa e como uma ferramenta de treinamento educacional em cirurgias (D’Urso et al., 2000; Harrysson; Hosni; Nayfeh, 2007). Na área de RT, a impressão 3D é empregada para produzir fantasmas que auxiliam na garantia da qualidade do tratamento específico para cada paciente (Savi; Andrade; Potiens, 2020). Além disso, estudos recentes têm desenvolvido bolus personalizados, investigando a eficácia desses dispositivos impressos em 3D para a RT com feixe de elétrons (Zou et al., 2015a).

Estudos vêm demonstrando benefício com a fabricação de bolus customizados através de impressoras 3D (FUJIMOTO et al., 2017; PARK et al., 2017). KIM et al, (2014) produziram e analisaram bolus personalizados através de impressora 3D e concluíram que os bolus impressos podem aumentar a reprodutibilidade da configuração diária ajudando a superar algumas das desvantagens dos bolus não individualizados, como o problema de adaptação ao tecido, principalmente em regiões irregulares.

## **2 JUSTIFICATIVA**

O uso do bolus individualizado (BI) para tratamento radioterápico é importante para melhora do prognóstico. Por vezes, o custo e complexidade da confecção do BI impossibilita o uso modalidade terapêutica de modo célere e amplo no sistema de saúde. Sendo assim, a criação de métodos que utilizem tecnologias de impressão 3D e fotogrametria para confecção de BI pode diminuir o custo de fabricação, reduzir o tempo de confecção e gerar mais conforto ao paciente.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 GERAL**

Avaliar o uso de um protocolo rápido e de baixo custo para confecção de BI confeccionado por fotogrametria e impressão 3D em PLA.

#### **3.2 ESPECÍFICOS**

- Avaliar a radiodensidade do ácido polilático impresso por impressora de filamento;
- Avaliar a veracidade dos métodos de fotogrametria para estruturas anatômicas;
- Confeccionar bolus impressos utilizando impressoras 3D com base nos modelos obtidos através de fotogrametria;
- Calcular o custo de produção do bolus com o método proposto.

## 4 METODOLOGIA

Considerando que as análises conduzidas neste estudo não envolveram seres humanos e que os modelos empregados foram derivados de manequins anatômicos, este trabalho dispensa de parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos.

### 4.1 VALORES DE HOUNSFIELD DO PLA IMPRESSO

Foram confeccionados blocos com dimensões de 130 x 130 x 10 mm, todos com preenchimento total (100%) e em padrão retilíneo. A impressão foi realizada utilizando-se uma impressora *Fused Deposition Modeling* (FDM) (Ender 3 V2, Creality 3D Technology, Shenzhen, China) e filamento de PLA neutro (3D Fila, Belo Horizonte, Brasil). Como parâmetro comparativo, fabricou-se um bloco de cera 7 odontológica (Lysanda, São Paulo, Brasil), mantendo-se as dimensões dos blocos de PLA.

Em sequência, os blocos foram submetidos à tomografia computadorizada tipo *fan beam* (Philips CT Brilliance 6, Philips, Amsterdã, Países Baixos). Para assegurar a acurácia dos valores de HU o tomógrafo foi calibrado previamente às análises. A partir de um arquivo *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) foi definida uma região de interesse para medir a HU média e seu desvio padrão, de acordo com a equação:

$$HU = \left( \frac{\mu_{material} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \right) \times 1000$$

Neste contexto, HU correspondendo ao valor de atenuação radiológica do material, enquanto  $\mu$  denota o coeficiente linear de atenuação do material. Após a aquisição da área de interesse, os resultados foram tabulados e apresentados graficamente.

### 4.2 FOTOGRAMETRIA

Para a elaboração do modelo digital adotou-se a técnica de fotogrametria, este processo foi realizado mediante a utilização de fotografias e vídeos obtidos através de uma câmera *digital single-lens reflex* (DSLR) (D90, Nikon, Tóquio, Japão) e de um celular (iPhone 12, Apple, Cupertino, Estados Unidos), ambos direcionados para a área de interesse especificada. Na simulação das estruturas anatômicas, recorreu-se a um manequim anatômico de cabeça e pescoço (Figura 4) (Sawbones, Vashon, Estados Unidos),

As imagens foram capturadas a uma distância de 30 cm do modelo de interesse, com recobrimo uma variação da angulação em 180° horizontalmente e aproximadamente 45° verticalmente, representado na Figura 5.



reconstrução tridimensional, obtemos o modelo digital, o qual foi exportado no formato de arquivo denominado *Wavefront .obj* (OBJ).

Os modelos foram ajustados para a escala real utilizando *software* de modelagem 3D (Blender 4.0, Blender Foundation, Amsterdã, Holanda). Como referência para o ajuste da escala, foi anexado ao busto uma régua endodôntica (Angelus, Londrina, Brasil) com 9 cm. Após o ajuste da escala, os modelos foram exportados no formato de arquivo denominado e *Standard Triangle Language* (STL).

Como referência, obteve-se um modelo digital do manequim por meio de um processo de digitalização, utilizando um scanner facial de luz estruturada (Face Hunter, Zirkonzahn, Bolzano, Itália). A fundamentação para o uso deste equipamento encontra-se amplamente respaldada na literatura científica (Pellitteri et al., 2021).

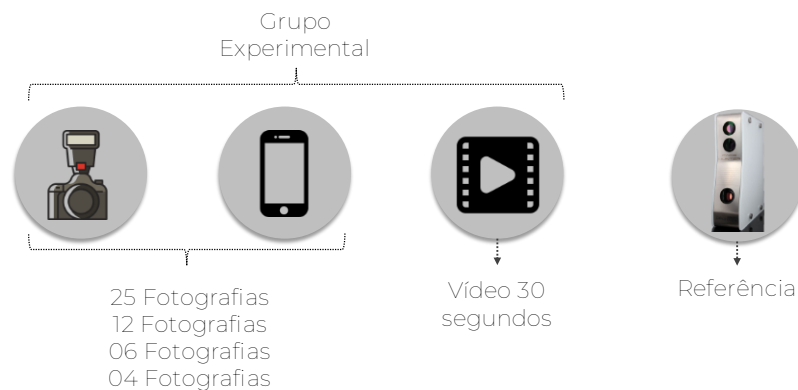
Quadro 1 – Equipamento utilizados

Equipamento	Empresa	Custo	Característica
Câmera DSLR D90	Nikon, Toquio, Japão	R\$ 2.977,44	Resolução 4288 x 2848. 12.3 megapixels
AF-S Micro Nikkor	Nikon, Toquio, Japão	R\$ 2.131,58	60mm
Iphone 12	Apple, Cupertino, Estados Unidos	R\$ 1.911,65	Resolução 4288 x 2848. 12 megapixels
FaceHunter	Zirkonzahn, Bolzano, Itália	R\$ 121.240,65	Escâner de luz estruturada

\*Valores podem sofrer variação. Cotação realizada em julho de 2024, cotação do dólar em R\$ 5,61.

Fonte: elaborado pelos autores

Figura 6 – Grupos de análise para realização da fotogrametria



Fonte: elaborado pelos autores

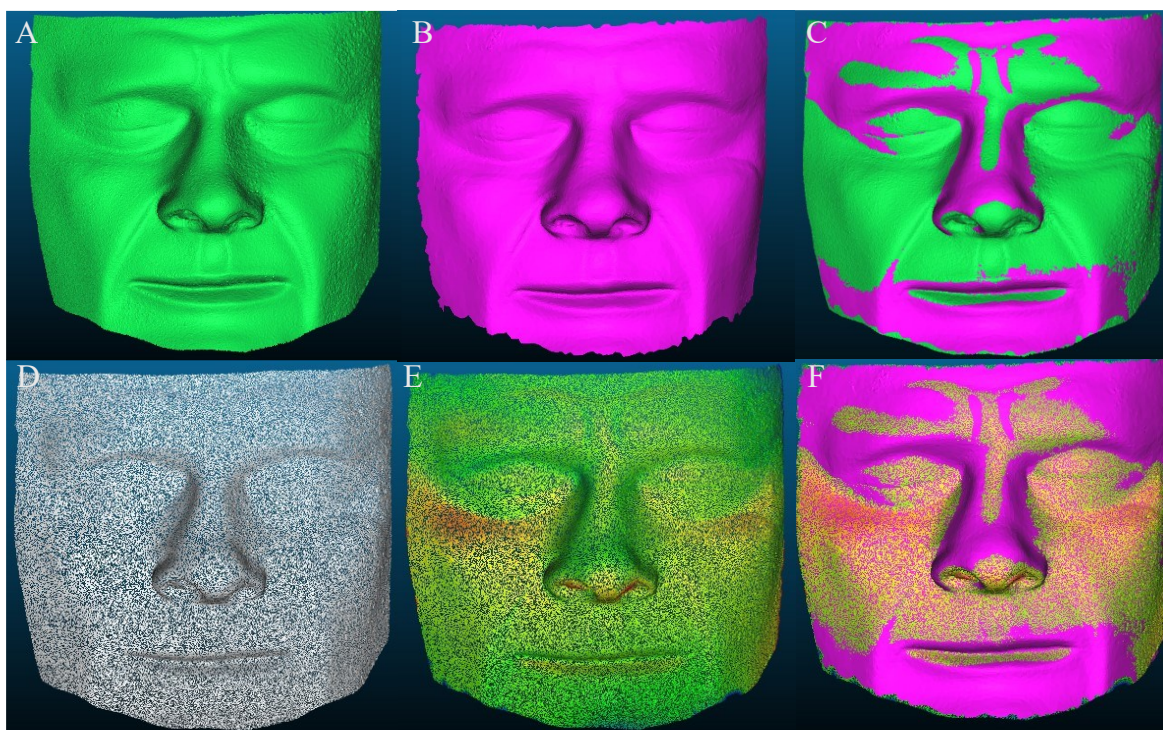
### 4.2.1 Cálculo amostral

A estimativa do tamanho amostral para os testes envolvendo a fotogrametria realizada separadamente, com o auxílio do *software* G\*Power 3.1,9.4 (Universidade Heinrich Heine de Düsseldorf, Düsseldorf, Alemanha), utilizando o parâmetro de cálculo “a priori” para o teste ANOVA. O poder estatístico de 80% foi estabelecido, com  $\alpha = 5\%$  e tamanho do efeito de 3.78, calculado com base em estudo piloto. Para observar diferenças significativas, o cálculo mostrou que cada grupo deveria conter um total de dez espécimes.

### 4.2.2 Quantidade de fotografias necessárias

Por meio do *software* de análise de malhas 3D (CloudCompare, Paris, França), cada um dos modelos (Figura 6) obtidos através de fotografias (DSLR e celular) foram sobrepostos com modelo de referência. Utilizando este mesmo programa, foram mensuradas as médias e o desvio padrão das diferenças entre a nuvem de pontos entre a referência os modelos experimentais.

Figura 7 – Sequência de sobreposição no CloudCompare. (A) Modelo experimental; (B) Modelo de referência; (C) sobreposição automática; (D) geração da nuvem de pontos do modelo experimental; (E) resultado; (F) sobreposição do modelo com a nuvem de pontos



Fonte: elaborado pelos autores

Após a análise dos dados obtidos, foram selecionados dois grupos (um DSLR e um celular), os quais apresentaram valores satisfatórios de acurácia, empregando a menor quantidade de fotografias possível.

### 4.2.3 Análise da veracidade

Os grupos selecionados na etapa 4.4.2 somado ao grupo que utilizou vídeo foram sobrepostos com o modelo de referência (*scanner* facial) utilizando *software* de análise de malhas CloudCompare. No mesmo programa, foram mensuradas as médias e os valores máximos de desadaptação. Os erros de medição dos grupos foram calculados por meio do teste ANOVA de medidas repetidas com nível de significância de  $\alpha = 0,05$ .

Quadro 2 – *Softwares* utilizados para aquisição dos modelos 3D

Software	Característica do software	Custo
Metashape 2.1,1 (Agisoft, São Petersburgo, Rússia)	Fotogrametria	R\$ 331,13 (licença educacional)
Blender 4.0 (Blender Foundation, Amsterdã, Holanda)	Software de modelagem 3D	Gratuito
Zirkonzahn Scan (Zirkonzahn, Bolzano, Itália)	Reconstrução 3D com base em escaneamento de luz estruturada	Variável

\*Valores podem sofrer variação. Cotação realizada em julho de 2024, cotação do dólar em R\$ 5,61.

Fonte: elaborado pelos autores

Quadro 3 – Configuração utilizada no *software* Metashape

Parâmetros de alinhamento	
Precisão	Elevada
Pré-seleção genérica	Ativada
Pré-seleção de referência	Fonte
Limite do ponto principal	40.000
Limite de pontos-chave por megapixel	4.000
Parâmetros para obtenção do modelo	
Fonte dos dados	<i>Depth maps</i>
Qualidade	Ultraelevada
Contagem de faces	Elevadas

Fonte: elaborado pelos autores

### 4.2.4 Análise da precisão

Para a determinação da consistência das medições repetidas, foram realizadas múltiplas análises dos mesmos dados obtidos através do *software* CloudCompare e gerados gráficos para comparar os resultados entre os diferentes grupos. Os valores obtidos foram usados para calcular medidas estatísticas, como o desvio padrão, para cada grupo.

### 4.3 MODELAGEM 3D E IMPRESSÃO DO BOLUS

Conforme delineado na etapa 4.2, os protocolos de fotogrametria selecionados foram aqueles que demonstraram maior precisão. Utilizando o *software* de modelagem 3D Blender 4.0 procedeu-se ao desenho dos BI. Esses modelos foram então exportados como arquivos no formato para um *software* de fatiamento (OrcaSlicer, Softfever, Singapura, Singapura) seguindo pela impressão em PLA neutro utilizando uma impressora FDM (Ender 3 V2), seguindo a sequência de trabalho apresentada na Figura 8.

Quadro 4 – Características gerais da impressora 3D

<b>Impressora</b>	Ender 3 V2 (Creality 3D Technology, Shenzhen, China)
<b>Extrusora</b>	Extrusora Direct Drive Sprite (Creality 3D Technology, Shenzhen, China)
<b>Diâmetro do bico</b>	4 mm
<b>Sistema operacional</b>	Professional Firmware
<b>Sistema de calibração automática</b>	CR Touch (Creality 3D Technology, Shenzhen, China)
<b>Tipo de mesa</b>	Magnética de polieterimida

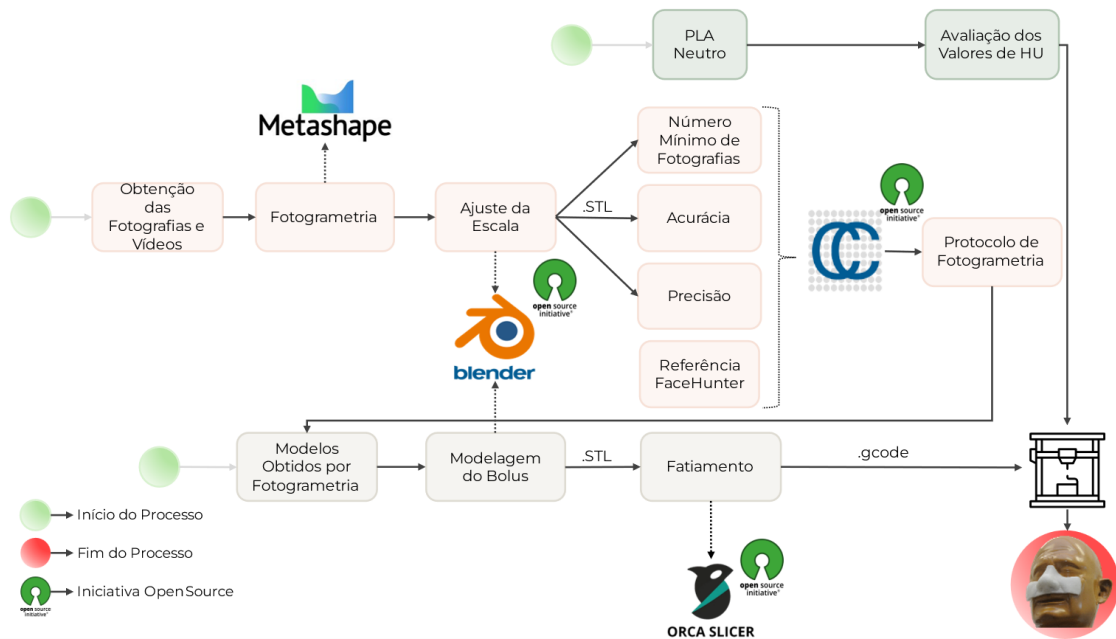
Fonte: elaborado pelos autores

Quadro 5 – Características gerais da impressão

<b><i>Software</i> de fatiamento</b>	OrcaSlicer 2.0
<b>Tipo de preenchimento</b>	Retilinear
<b>Porcentagem de preenchimento</b>	100%
<b>Velocidade máxima durante a impressão</b>	60mm/s
<b>Velocidade das camadas de base</b>	25mm/s
<b>Número de paredes</b>	3
<b>Finalização</b>	<i>Iroing</i>
<b>Espessura do filamento</b>	1,75mm
<b>Temperatura do bico</b>	185°C
<b>Temperatura da mesa</b>	60°C
<b>Espessura da camada</b>	0,32mm

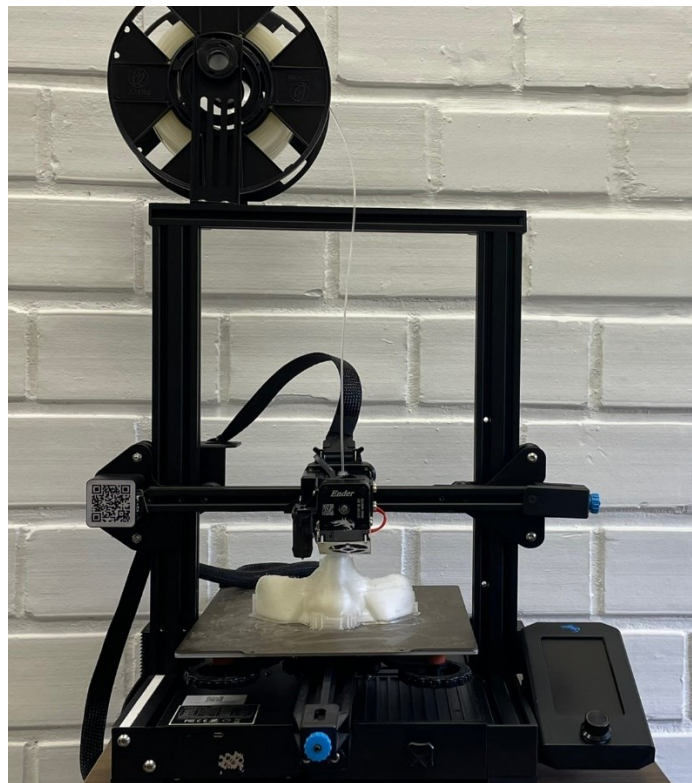
Fonte: elaborado pelos autores

Figura 8 – Sequência de trabalho para a confecção do BI impresso. Círculos verde representam o início de cada processo.



Fonte: elaborado pelos autores

Figura 9 – Impressora FDM utilizada



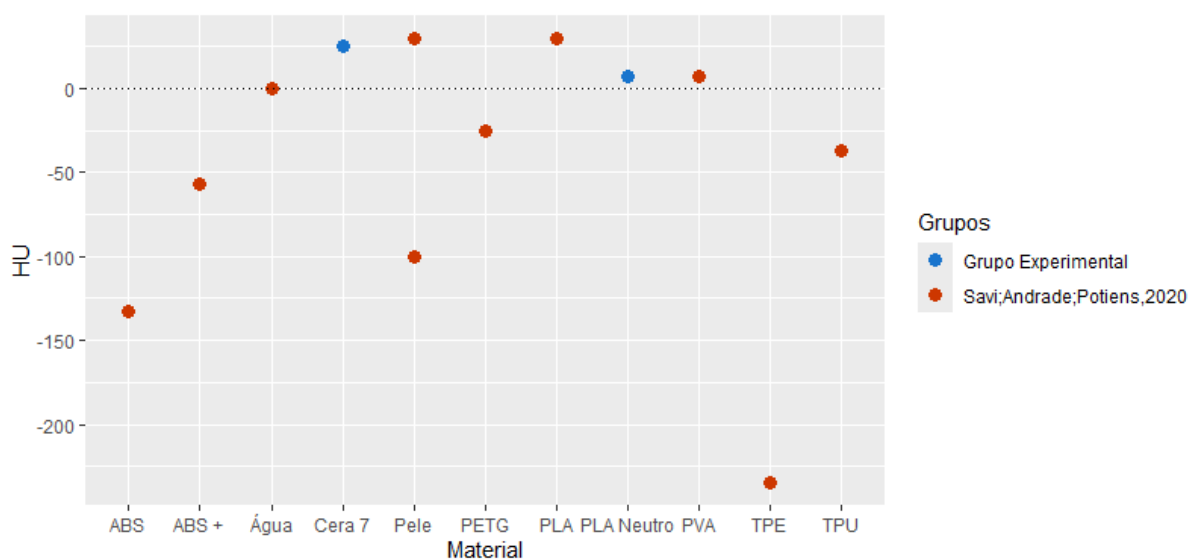
Fonte: elaborado pelos autores.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 VALORES DE HOUNSFIELD DO PLA IMPRESSO

Os valores de Hounsfield foram de 7 HU para PLA neutro e -70 HU para Cera 7. A Figura 10 apresenta tais valores em comparação com demais materiais disponíveis no mercado nacional e já publicados na literatura.

Figura 10 – Valores de Hounsfield dos materiais avaliados em comparação com a literatura. ABS, Acrylonitrile Butadiene Styrene; PET, Polyethylene Terephthalate; PVA, Polyvinyl Alcohol; TPE, Thermoplastic elastomers; TPU, Thermoplastic Polyurethane.



Fonte: Elaborado pelos autores

### 5.2 FOTOGRAMETRIA

Visto que os resultados apresentados pelo *software* CloudCompare apresenta valores negativos em regiões representativas de perda de volume, valores positivos para regiões representativas de aumento de volume e que o interesse do presente trabalho é avaliar a discrepância absoluta com o modelo de referência, todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando os valores absolutos, com o objetivo de avaliar os valores totais de desadaptação.

Com o uso do *software* CloudCompare, foi realizado o ajuste e recorte dos modelos experimentais. Posteriormente, o modelo experimental foi posicionado manualmente sobre o modelo de referência, buscando uma aproximação inicial. Em seguida, a sobreposição foi refinada automaticamente pelo software.

Após essa etapa, selecionou-se o modelo experimental para a geração de uma nuvem de 10.000 pontos, que serviu como objeto de comparação com a malha de referência. Após a sobreposição e análise no CloudCompare, o programa gerou um modelo resultante contendo

dados de diferença entre o modelo de referência e o modelo experimental além de média e desvio padrão.

### 5.2.1 Quantidade de fotografias

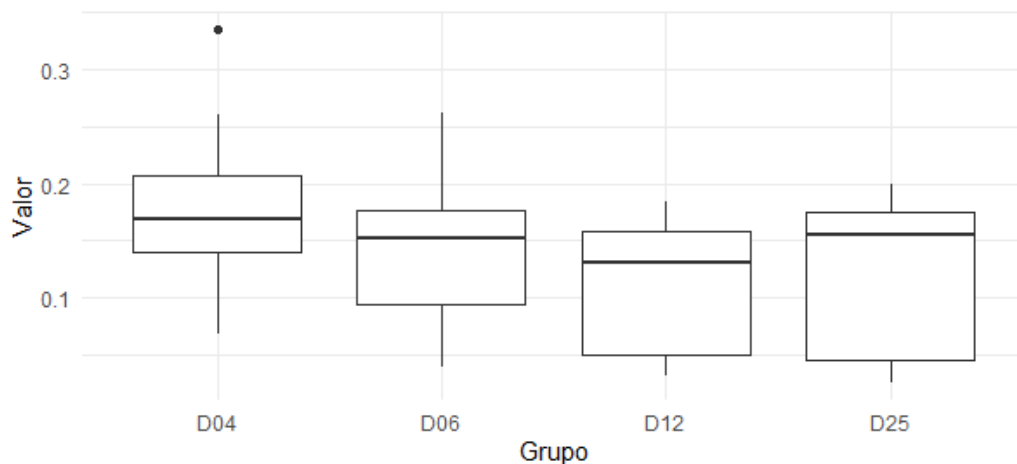
O erro entre os modelos experimentais e a referência foram analisados por meio do teste de Kruskal-Wallis para medidas repetidas e teste post-hoc de Dunn. Para o grupo DSLR houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras ( $p < 0,05$ ). A partir do teste post-hoc de Dunn, verificou-se que não existe diferença entre o grupo de 25 fotos e o grupo de 6 fotos ( $p = 0,17$ ) e que há diferença entre o grupo 25 fotos e os grupos de 12 fotos ( $p = 0,02$ ) e 4 fotos ( $p = 8,79e-06$ ) (Tabela 1). Pode-se observar que as discrepâncias maiores se concentraram em região malar e infraorbitária bem como uma maior lisura de superfície a medida que aumenta a quantidade de fotos utilizadas (Figura 12). Considerando uma aplicação otimizado da fotogrametria e que a quantidade de fotos impacta diretamente o tempo de coleta e o processamento dos modelos, definiu-se o grupo de 6 fotos como adequado para as futuras análises.

Tabela 1 – Análises da quantidade de fotos DSLR

Foto com DSLR	Média	Normalidade (Shapiro Wilk)	Desvio padrão	Mediana	IQ	IC 95%	
						Limite inferior	Limite superior
25	0,126	2,365e-09	0,060	0,154	0,130	0,025	0,198
12	0,111	4,511e-08	0,054	0,129	0,108	0,030	0,184
06	0,139	9,935e-07	0,054	0,152	0,083	0,038	0,261
04	0,176	0,145	0,055	0,168	0,055	0,067	0,335

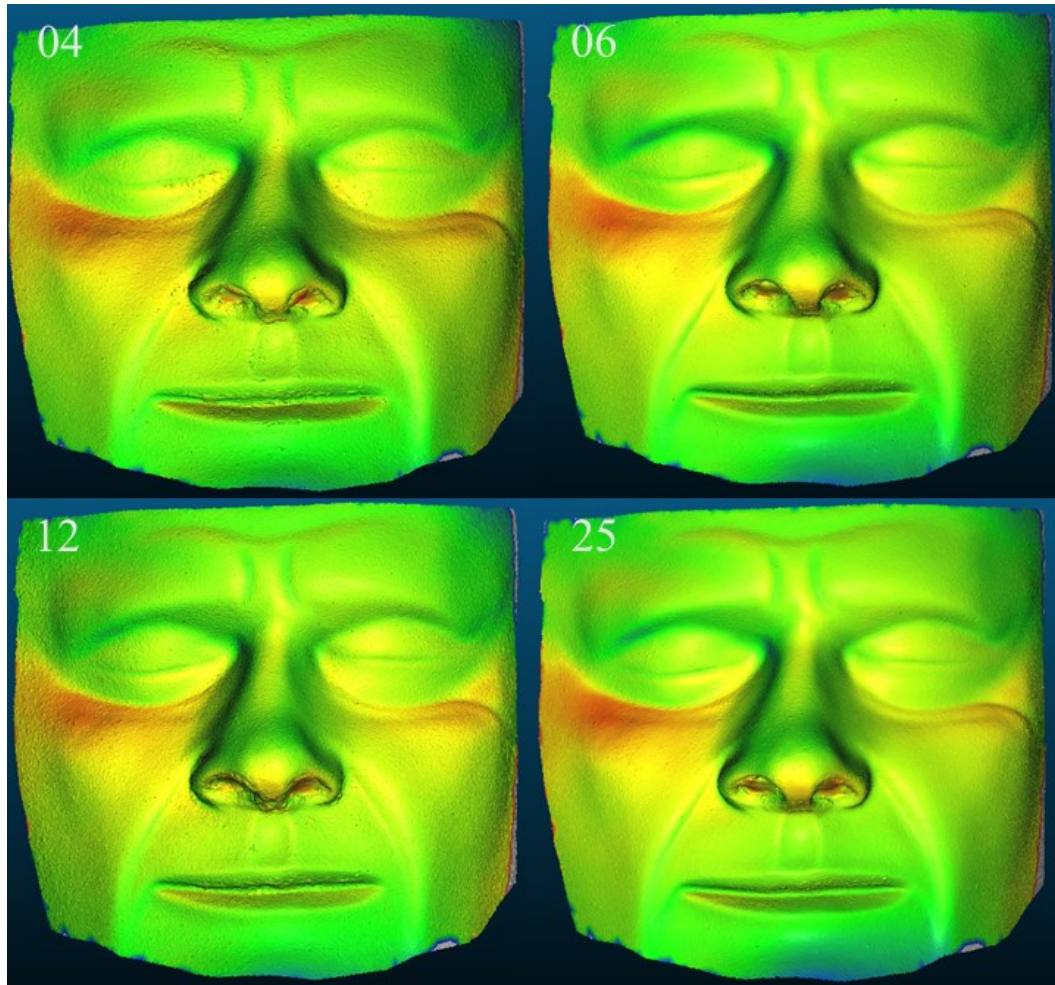
Fonte: Elaborado pelos autores

Figura 11 – Gráfico Box Plot para quantidade de fotos DSLR



Fonte: Elaborado pelos autores

Figura 12 – Variação da quantidade de fotografias DSLR



Fonte: Elaborado pelos autores

Para o grupo Celular não houve diferenças estatisticamente significativa entre as amostras ( $p > 0,05$ ). Verificou-se que não existe diferença entre o grupo 25 fotos e os grupos de 12 fotos ( $p = 0,02$ ) e 4 fotos ( $p = 8,79e-06$ ) (Tabela 2). Pode-se observar que as discrepâncias maiores se concentraram em região malar e infraorbitária de modo menos uniforme de acordo com a quantidade de fotos em cada modelo. Ainda, é possível observar uma maior lisura de superfície a medida que aumenta a quantidade de fotos utilizadas de modo mais acentuado que o grupo DSLR (Figura 14) Considerando a diferença entre os modelos e a redução perceptível na qualidade de superfície, definiu-se o grupo de 25 fotos como adequado para as futuras análises.

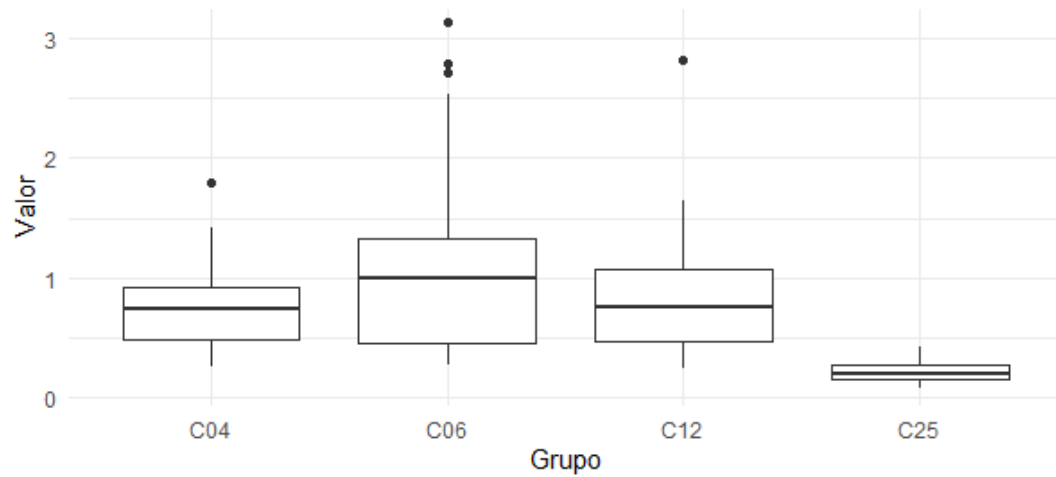
Tabela 2 – Análises da quantidade de fotos Celular

Fotos com Celular	Média	P-(Shapiro Wilk)	Desvio padrão	Mediana	IQ	IC 95%	
						Limite inferior	Limite superior
25	0,212	0,02303	0,079	0,203	0,110	0,078	0,416

12	0,824	5,163e-08	0,477	0,748	0,6	0,239	2.816
06	1,070	5,12e-08	0,775	0,995	0,874	0,275	3.131
04	0,744	0,0004278	0,311	0,741	0,437	0,255	1,799

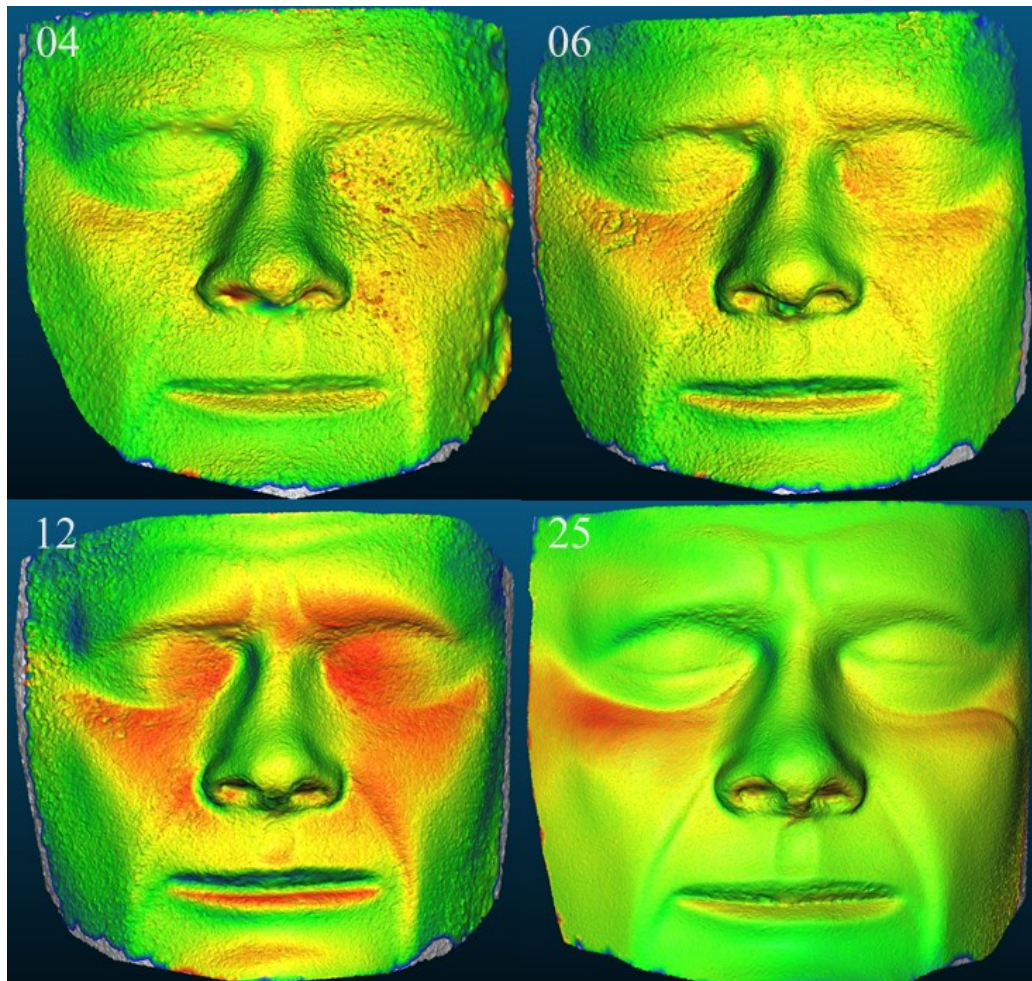
Fonte: Elaborado pelos autores

Figura 13 – Gráfico Box Plot para quantidade de fotos celular



Fonte: Elaborado pelos autores

Figura 14 – Variação da quantidade de fotografias Celular



Fonte: Elaborado pelos autores

### 5.2.2 Análise da veracidade

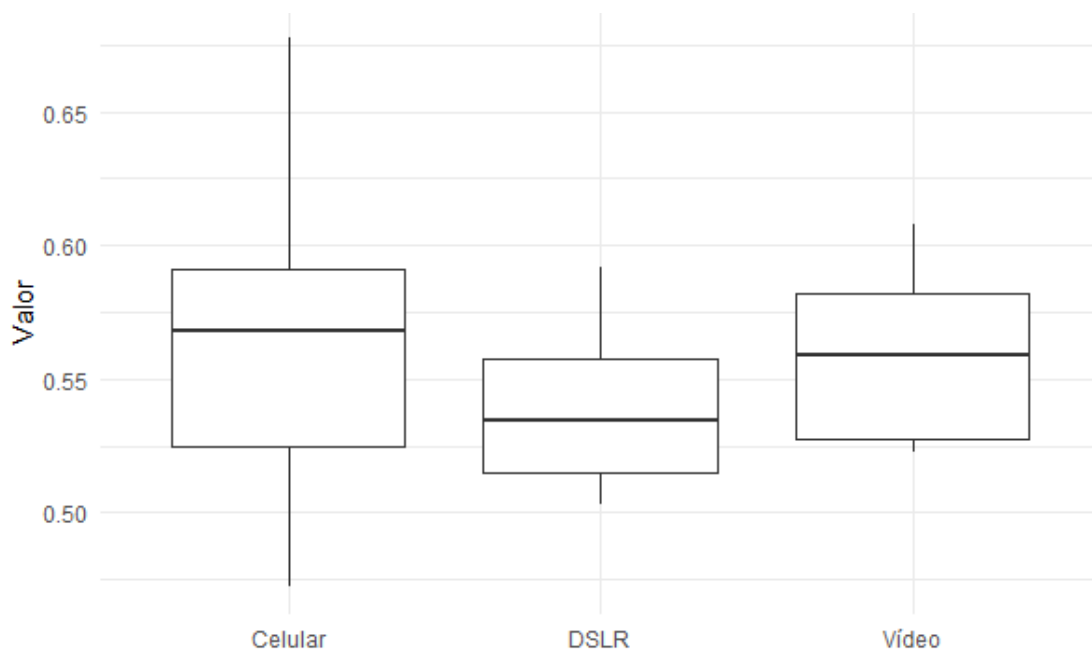
Os modelos selecionados na etapa anterior para DSLR e Celular, bem como o modelo criado a partir de Vídeo foram comparados com a referência. Os valores das discrepâncias entre modelos foram analisados quanto à sua distribuição normal utilizando o teste de Shapiro-Wilk, seguido pelo teste de Anova de medidas repetidas, o qual demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre as amostras ( $p = 0,39$ ). Apesar de não apresentarem diferenças estatísticas entre os grupos, é possível observar menores valores de média (0,537) e desvio padrão (0,030) no grupo DSLR. Ainda, qualitativamente os modelos obtidos a partir de DSLR ou Vídeo apresentaram maior lisura superficial que o grupo Celular (Figura 16 e Figura 18).

Tabela 3 – Veracidade dos grupos comparados com a referência

Método	Média	Normalidade (Shapiro Wilk)	Desvio padrão	Mediana	IQ	IC 95%	
						Limite inferior	Limite superior
DSLR	0,537	0,143	0,030	0,534	0,042	0,502	0,591
Celular	0,564	0,933	0,057	0,567	0,066	0,472	0,677
Vídeo	0,559	0,192	0,032	0,559	0,053	0,522	0,607

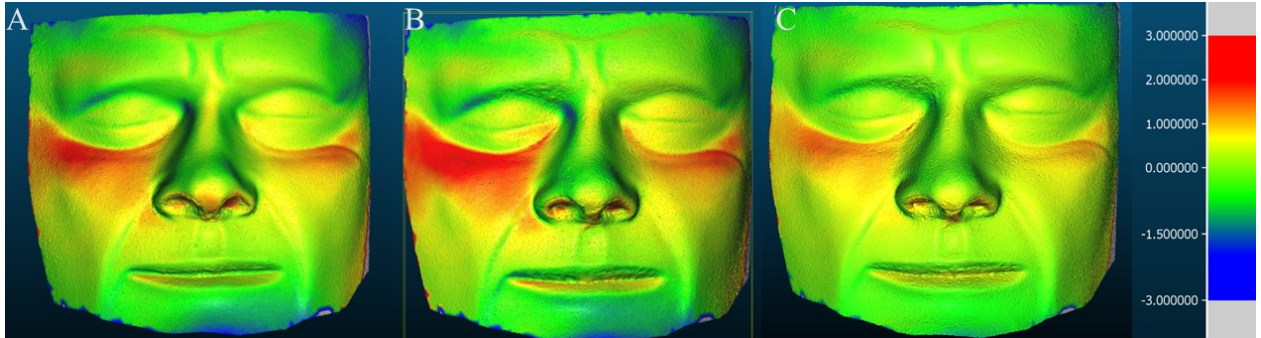
Fonte: Elaborado pelos autores

Figura 15 – Gráfico Box Plot da veracidade entre os grupos



Fonte: Elaborado pelos autores

Figura 16 – Análise dos modelos utilizando CloudCompare. A) DSLR; B) Celular; C) Vídeo

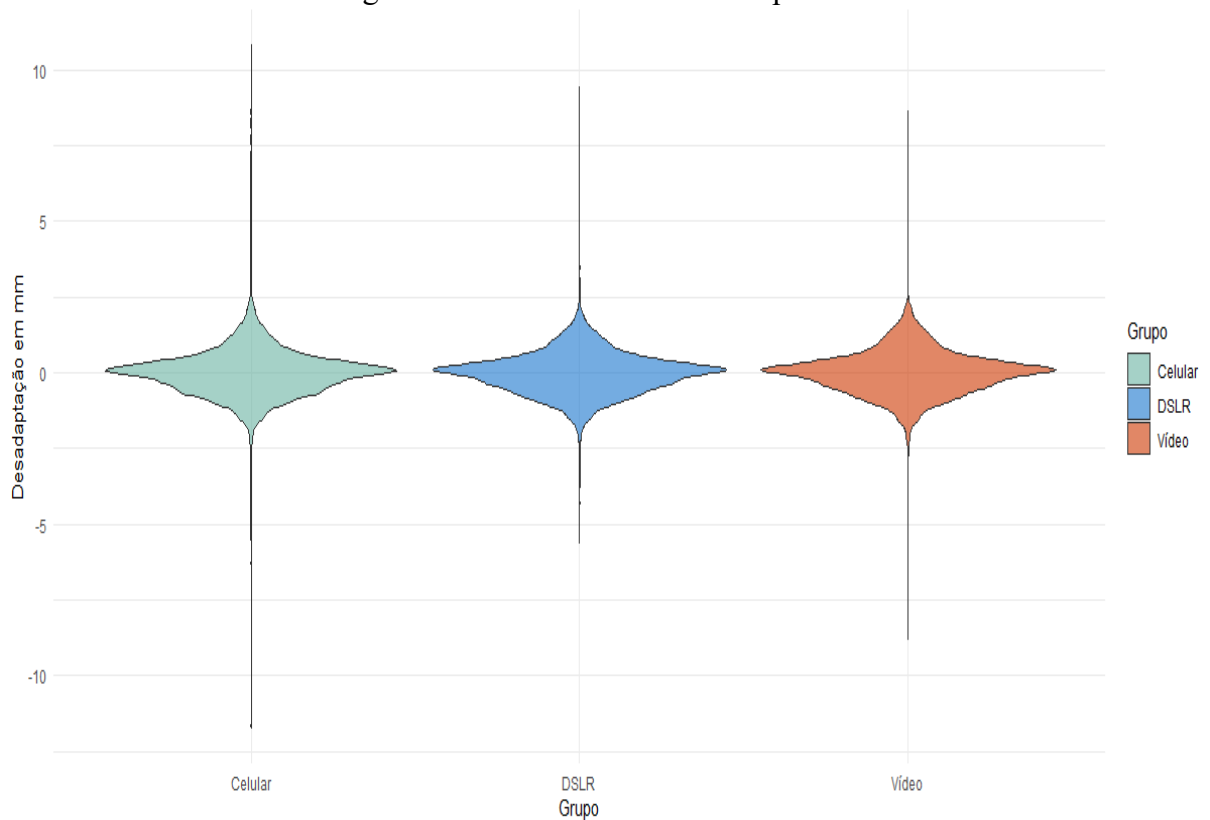


Fonte: Elaborado pelos autores

### 5.2.3 Análise da precisão

Para a análise da precisão, foram utilizados os dados numéricos considerando os valores positivos e negativos, com o objetivo de identificar a localização dos acúmulos de desadaptação em comparação com o modelo de referência, e não apenas o valor total de desadaptação. Ao analisar os valores, fica evidente um acúmulo de dados muito próximo a zero. No entanto, o grupo celular apresenta valores de *outliers* mais acentuados, chegando a aproximadamente 11 mm.

Figura 17 – Gráfico de violino de precisão

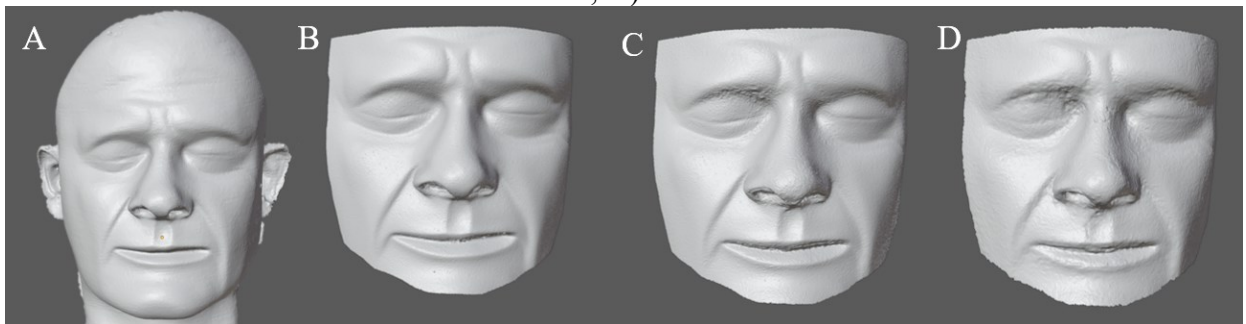


Fonte: Elaborado pelos autores

### 5.3 MODELAGEM 3D E IMPRESSÃO DO BOLUS

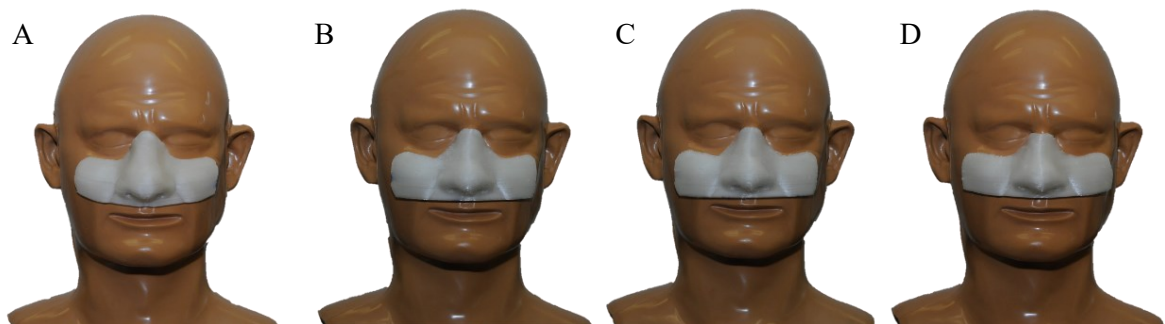
Após as análises de veracidade e precisão, foram selecionados aleatoriamente um modelo dos grupos DSLR – 06 fotos, Celular – 25 fotos e Vídeo para modelagem do BI e subsequente impressão (Figura 18). Foi possível observar que os BI impressos em PLA mantiveram a integridade das estruturas projetadas, e boa adaptação conforme observado na Figura 19.

Figura 18 – Modelos exportados para o *software* Blender. A) Referência; B) DSLR; C) Celular; D) Vídeo



Fonte: Elaborado pelos autores

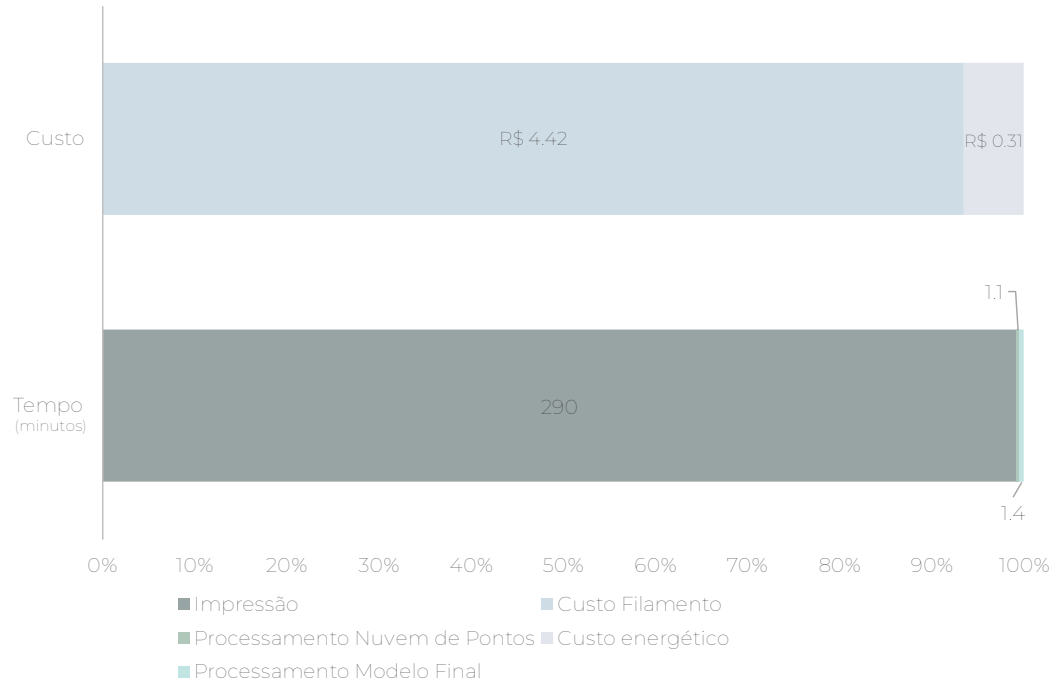
Figura 19 – Bolus posicionado sobre o modelo anatômico. A) Referência; B) DSLR; C) Celular; D) Vídeo



Fonte: Elaborado pelos autores

Em seguida, todos os custos de produção envolvidos, bem como o tempo necessário para a confecção foram tabelados e estão expressos na Figura 20.

Figura 20 – Gráfico de barras sobre a proporção do tempo e custo



Fonte: Elaborado pelos autores

## 6 DISCUSSÃO

Este estudo descreve uma aplicação de fotogrametria e impressão 3D para a confecção de bolus individualizado (BI) utilizado em tratamentos com radioterapia (RT). Para avaliar a segurança e previsibilidade do uso do BI, duas etapas foram realizadas: (1) validação dos valores de HU do PLA impresso e (2) verificação da veracidade da fotogrametria realizadas para individualização da geometria do BI. Em seguida, para avaliar o custo-benefício de toda técnica, foi realizada uma terceira etapa com análise dos custos de fabricação do BI.

Diversos materiais, tais como PLA, ABS e TPU são viáveis para utilização em BI (Diaz-Merchan et al., 2023). No entanto, foi escolhido o PLA devido às suas características de biocompatibilidade, baixo custo, ser biodegradável e de fácil aplicação (Murariu; Dubois, 2016), já utilizado em diversas áreas da saúde, desde a confecção de *face shields* até implantes cardiovasculares (DeStefano; Khan; Tabada, 2020). Optou-se pela escolha de um PLA neutro (sem adição de corantes ou aditivos) com o objetivo de obter valores base, uma vez que qualquer variação na composição do filamento causa alterações nos valores de HU (Brown et al., 2022).

Para mimetização mais próxima da densidade dos tecidos humanos é desejado que os valores de HU para materiais utilizados em bolus sejam próximos do valor de HU para água (0 HU) (Hounsfield, 1973). O PLA neutro apresentou valor de 7 HU, enquanto a cera apresentou valor de 25 HU. Salienta-se que a cera é um material amplamente utilizado e seguro para confecção de BI. Outros valores de HU foram descritos para PLA, variando de -5,1 a 221 HU (Brown et al., 2022), deixando evidente a diferenciação que ocorre entre os filamentos de PLA obtidos de diferentes fabricantes. De qualquer modo, todos os valores estão dentro da faixa desejada de -120 a 300 HU para melhor precisão dos tratamentos de radioterapia (Stowe et al., 2014). Desse modo, visto que as composições químicas desses filamentos variam entre fabricantes e de acordo com a cor de cada filamento, é importante que cada material deve ser descrito previamente a sua aplicação (Fonseca et al., 2023).

A sequência de trabalho proposta para a confecção de um BI impresso requer a digitalização 3D da área de interesse. Assim, com o intuito de reduzir os custos de obtenção do modelo 3D, um protocolo de fotogrametria foi proposto e validado buscando um número mínimo de fotografias, levando em consideração que um número elevado de imagens pode prolongar o tempo de captura, tornando a experiência desconfortável para o paciente e possivelmente resultando em um modelo impreciso. Além disso, o excesso de fotografias pode gerar modelos com malhas excessivamente complexas e densas, dificultando a futuramente modelagem do BI.

Equipamentos fotográficos possuem diferenças quanto a resolução, tecnologia do sensor e nitidez, características que interferem diretamente na qualidade do modelo 3D obtido por fotogrametria (Saif; Alshibani, 2022; Samosir; Riyadi, 2020), por conseguinte, quanto mais nítida for uma fotografia, mais precisa será a etapa de obtenção do modelo 3D. Dessa forma, quanto maior a nitidez de uma fotografia, maior será a precisão na etapa de obtenção do modelo 3D. Assim, foi possível reduzir o número de fotografias para 06 quando utilizadas câmeras DSLR ( $p = 0,17$ ), equipamento que apresenta melhor nitidez dentre os avaliados. No entanto, devido à menor nitidez obtida pelas câmeras de celular, não foi possível simplificar a obtenção dos modelos 3D com um número reduzido de fotos para esse grupo, sendo 12 fotos ( $p = 9,63e-28$ ), 06 fotos ( $p = 2,86e-32$ ) e 04 fotos ( $p = 1,35e-25$ ). Portanto, em busca de um protocolo mais rápido e confortável para o paciente, definiu-se como adequado para futuras análises a utilização de seis fotos para o grupo DSLR e 25 fotos para o grupo de celulares.

A fotogrametria tem se mostrado clinicamente precisa e confiável na obtenção de modelos faciais (Andrews et al., 2023). Apesar de não apresentarem diferenças estatísticas entre os grupos estudados, foi possível observar menores valores de média (0,537 e 0,559 mm) e desvio padrão (0,030 e 0,032 mm) nos grupos DSLR e vídeo, respectivamente, todavia, o grupo celular apresentou valores mais elevados para o desvio padrão (0,057). Fica evidente as regiões de maior discrepância, como região infraorbital, mento e porção anterior do musculo temporal, para todos os protocolos de fotogrametria utilizados, apresentando valores menores ou iguais a 3mm. Thurzo et al. (2022) sugeriram que erros de 3 mm ou mais deveriam ser considerados clinicamente relevantes para a utilização dos modelos faciais obtidos. No entanto, existem situações clínicas que exigem alto grau de detalhamento (Andrews et al., 2023), momentos nos quais devem ser considerado valores abaixo de 1mm (D'Etorre et al., 2022; Fourie et al., 2011).

Contudo, para que um método seja considerado replicável, é fundamental que ele demonstre consistência e precisão em seus resultados (Galantucci; Ferrandes; Percoco, 2006). Ao analisar o gráfico de violino dos valores inteiros de cada grupo (Figura 17), observamos uma concentração de dados próximos a zero, o que indica uma tendência comum entre os grupos. No entanto, é notável que o grupo celular apresenta *outliers* mais acentuados, atingindo aproximadamente 11 mm. Esses *outliers* sugerem uma maior variabilidade nos resultados do grupo celular em comparação aos demais. A presença de *outliers* tão elevados no grupo celular pode comprometer a replicabilidade do método, uma vez que variabilidade excessiva tende a impactar negativamente a precisão dos resultados (Cheng, 2007). Apesar disso, ao analisar os modelos sobrepostos (Os modelos selecionados na etapa anterior para DSLR e Celular, bem como o modelo criado a partir de Vídeo foram comparados com a referência. Os valores das

discrepâncias entre modelos foram analisados quanto à sua distribuição normal utilizando o teste de Shapiro-Wilk, seguido pelo teste de Anova de medidas repetidas, o qual demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre as amostras ( $p = 0,39$ ). Apesar de não apresentarem diferenças estatísticas entre os grupos, é possível observar menores valores de média (0,537) e desvio padrão (0,030) no grupo DSLR. Ainda, qualitativamente os modelos obtidos a partir de DSLR ou Vídeo apresentaram maior lisura superficial que o grupo Celular (Figura 16 e Figura 18).), fica evidente que os valores mais discrepantes estão localizados nas extremidades do modelo facial, distantes das áreas de interesse. Ainda assim, torna-se imprescindível investigar as causas desses *outliers* e considerar ajustes no método para reduzir a variabilidade e aprimorar a precisão dos resultados.

O número de fotografias e a falta de padronização entre os estudos que envolvem reconstruções faciais utilizando a fotogrametria geram uma discrepância nas comparações entre os trabalhos publicados (Salazar-Gamarra *et al.*, 2016; Soliman *et al.*, 2023). É importante salientar que os *softwares* utilizados bem como os equipamentos (câmeras e celulares), estão em constante atualização, se tornando mais acessíveis e precisos, possibilitando uma aplicação dinâmica e eficaz da fotogrametria no contexto dos estudos em saúde.

Com o material de impressão caracterizado e o modelo 3D obtido, resta o planejamento digital do BI e sua impressão. Tecnicamente, a confecção de um BI impresso é mais simples que o método convencional, uma vez que exige uma curva de aprendizado simplificada e pouco tempo de produção. O BI convencional em cera passa por várias etapas de produção, como a moldagem da área de interesse, a obtenção do modelo e a modelagem com cera. No contexto da aplicação em saúde, o BI impresso apresenta vantagens significativas, como o baixo custo de confecção, apresentando custo inferior a R\$ 5,00 para todos os BI no presente estudo. Além disso, existe a possibilidade de imprimir diversos BI simultaneamente em uma única impressora, uma característica de grande relevância para a aplicação em sistemas de saúde. Outro aspecto importante é que, embora o tempo de impressão possa consumir algumas horas, ele não requer a atenção constante do profissional, permitindo que outras tarefas sejam realizadas em paralelo. Isso contrasta com o processo de elaboração do BI convencional, que pode demandar um tempo significativo do profissional envolvido. A simplicidade do processo e a acessibilidade econômica tornam BI impresso uma alternativa promissora para otimizar o atendimento, especialmente em instituições com recursos limitados, onde a eficiência e a redução de custos são cruciais.

## 7 CONCLUSÕES

Pode-se concluir que:

- O filamento de PLA neutro utilizado em impressoras 3D apresenta valores de HU compatíveis para confecção de bolus;
- Os protocolos de fotogrametria com 06 fotos com câmera DLSR, 25 fotos com celular ou vídeo com celular apresentam valores satisfatórios para obtenção de modelos anatômicos 3D;
- A técnica proposta para confecção de bolus individualizado impresso apresenta baixo custo, fácil aplicação e rápida produção.

## **8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

Para assegurar o uso seguro dos BI impressos em pacientes oncológicos, torna-se essencial realizar análises adicionais e pesquisas específicas, tais como a análise de dosimetria e a adaptação sobre a pele. Além disso, a literatura aponta para uma considerável variação nas características dos PLA quando provenientes de diferentes fabricantes. Portanto, é imprescindível que o mercado forneça materiais com a composição detalhada, a fim de elucidar as razões para as diferenças observadas na confecção do bolus, assim permitindo estudos mais completos e o desenvolvimento de um material mais bem otimizado para a aplicação em RT.

## 9 REFERÊNCIAS

ALNAWAF, Hani; BUTSON, Martin; YU, Peter K. N. Measurement and effects of MOSKIN detectors on skin dose during high energy radiotherapy treatment. **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine**, [s. l.], v. 35, n. 3, p. 321–328, 2012.

ANDREWS, James *et al.* Validation of three-dimensional facial imaging captured with smartphone-based photogrammetry application in comparison to stereophotogrammetry system. **Heliyon**, [s. l.], v. 9, n. 5, p. e15834, 2023.

ARAS, Serhat; TANZER, İhsan Oğuz; İKIZCELI, Türkan. Dosimetric Comparison of Superflab and Specially Prepared Bolus Materials Used in Radiotherapy Practice. **European Journal of Breast Health**, [s. l.], v. 16, n. 3, p. 167, 2020. Disponível em: [/pmc/articles/PMC7337918/](#). Acesso em: 30 out. 2022.

BABIC, Steven *et al.* Examination of Jeltrate Plus as a tissue equivalent bolus material. **Journal of applied clinical medical physics**, [s. l.], v. 3, n. 3, p. 170–175, 2002. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12132938/>. Acesso em: 30 out. 2022.

BASKAR, Rajamanickam *et al.* Cancer and Radiation Therapy: Current Advances and Future Directions. **Int. J. Med. Sci**, [s. l.], v. 9, n. 3, p. 193–199, 2012. Disponível em: <http://www.medsci.org193>. Acesso em: 30 out. 2022.

BHATIA, Sudershan *et al.* Curative radiotherapy for primary orbital lymphoma. **International Journal of Radiation Oncology\*Biography\*Physics**, [s. l.], v. 54, n. 3, p. 818–823, 2002.

BRIDGER, Corey A *et al.* A dosimetric comparison of CT- and photogrammetry-generated 3D printed HDR brachytherapy surface applicators. **Physical and Engineering Sciences in Medicine**, [s. l.], v. 45, p. 125–134, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s13246-021-01092-1>. Acesso em: 27 out. 2022.

BROWN, Kerryn *et al.* Not all 3D-printed bolus is created equal: Variation between 3D-printed polylactic acid (PLA) bolus samples sourced from external manufacturers. **Journal of Medical Radiation Sciences**, [s. l.], v. 69, n. 3, p. 348–356, 2022.

BURLESON, Sarah *et al.* Use of 3D printers to create a patient-specific 3D bolus for external beam therapy. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, [s. l.], v. 16, n. 3, p. 166–178, 2015.

CAMILLERI, J. *et al.* EP-1242 OPTIMIZATION OF DOSE PRESCRIPTION IN SKIN CARCINOMAS RADIOTHERAPY: HOW TO USE BOLUSES EFFECTIVELY?. **Radiotherapy and Oncology**, [s. l.], v. 103, p. S475–S476, 2012.

CANTERS, Richard A. *et al.* Clinical implementation of 3D printing in the construction of patient specific bolus for electron beam radiotherapy for non-melanoma skin cancer. **Radiotherapy and Oncology**, [s. l.], v. 121, n. 1, p. 148–153, 2016. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2016.07.011>.

CHENG, Rita W. T. Stereo photogrammetry for generating and matching facial models. **Optical Engineering**, [s. l.], v. 46, n. 6, p. 067203, 2007.

CRAFT, Daniel F. *et al.* Material matters: Analysis of density uncertainty in 3D printing and its consequences for radiation oncology. **Medical Physics**, [s. l.], v. 45, n. 4, p. 1614–1621, 2018.

DELANEY, Geoff *et al.* The role of radiotherapy in cancer treatment. **Cancer**, [s. l.], v. 104, n. 6, p. 1129–1137, 2005.

DESTEFANO, Vincent; KHAN, Salar; TABADA, Alonzo. Applications of PLA in modern medicine. **Engineered Regeneration**, [s. l.], v. 1, p. 76–87, 2020.

D'ETTORRE, Giorgio *et al.* A comparison between stereophotogrammetry and smartphone structured light technology for three-dimensional face scanning. **The Angle Orthodontist**, [s. l.], v. 92, n. 3, p. 358–363, 2022.

DIAZ-MERCHAN, J. A. *et al.* Bolus 3D printing for radiotherapy with conventional PLA, ABS and TPU filaments: Theoretical-experimental study. **Applied Radiation and Isotopes**, [s. l.], v. 199, 2023.

DOUGLASS, Michael John James. Can optical scanning technologies replace CT for 3D printed medical devices in radiation oncology?. **Journal of Medical Radiation Sciences**, [s. l.], v. 69, n. 2, p. 139–142, 2022. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jmrs.579>. Acesso em: 27 out. 2022.

DOUGLASS, Michael J.J.; CARAÇA SANTOS, Alexandre M. Application of optical photogrammetry in radiation oncology: HDR surface mold brachytherapy. **Brachytherapy**, [s. l.], v. 18, n. 5, p. 689–700, 2019.

D'URSO, Paul S. *et al.* Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. **British Journal of Plastic Surgery**, [s. l.], v. 53, n. 3, p. 200–204, 2000.

FONSECA, Gabriel P *et al.* Dual-energy CT evaluation of 3D printed materials for radiotherapy applications. **Physics in Medicine & Biology**, [s. l.], v. 68, n. 3, p. 035005, 2023.

FOURIE, Zacharias *et al.* Evaluation of anthropometric accuracy and reliability using different three-dimensional scanning systems. **Forensic Science International**, [s. l.], v. 207, n. 1–3, p. 127–134, 2011.

FUJIMOTO, Koya *et al.* Efficacy of patient-specific bolus created using three-dimensional printing technique in photon radiotherapy. **Physica Medica**, [s. l.], v. 38, p. 1–9, 2017.

GALANTUCCI, L. M.; FERRANDES, R.; PERCOCO, G. Digital Photogrammetry for Facial Recognition. **Journal of Computing and Information Science in Engineering**, [s. l.], v. 6, n. 4, p. 390–396, 2006.

GOMEZ, Gorika *et al.* A three-dimensional printed customized bolus: Adapting to the shape of the outer ear. **Reports of Practical Oncology and Radiotherapy**, [s. l.], v. 26, n. 2, p. 211–217, 2021.

GUGLIANDOLO, Simone Giovanni *et al.* 3D-printed boluses for radiotherapy: influence of geometrical and printing parameters on dosimetric characterization and air gap evaluation. **Radiological Physics and Technology**, [s. l.], 2024.

HALPERIN, Edward C *et al.* **Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology**. [S. l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2013.

HARRYSSON, Ola LA; HOSNI, Yasser A; NAYFEH, Jamal F. Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data: femoral-component case study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, [s. l.], v. 8, n. 1, p. 91, 2007.

HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. **The British Journal of Radiology**, [s. l.], v. 46, n. 552, p. 1016–1022, 1973.

JUNGLING, O. Die homogene Röntgendurchstrahlung tuberkulöser Gelenke mit Umbau und Bolusfüllung. **Strahlentherapie**, [s. l.], v. 10, p. 576, 1920.

KAVANAUGH, James A. *et al.* Delivery confirmation of bolus electron conformal therapy combined with intensity modulated x-ray therapy. **Medical Physics**, [s. l.], v. 40, n. 2, 2013. Disponível em: Acesso em: 30 out. 2022.

KHAN, Faiz M. **The physics of radiation therapy**. [S. l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

KIM, Shin Wook *et al.* A customized bolus produced using a 3-dimensional printer for radiotherapy. **PLoS ONE**, [s. l.], v. 9, n. 10, 2014.

LU, Ying *et al.* 3D Printing Polymer-based Bolus Used for Radiotherapy. **International Journal of Bioprinting**, [s. l.], v. 7, n. 4, p. 1–16, 2021. Disponível em: <http://doi.org/10.18063/ijb.v7i4.414>. Acesso em: 30 out. 2022.

MENDENHALL, William M. *et al.* Adjuvant radiotherapy for cutaneous melanoma. **Cancer**, [s. l.], v. 112, n. 6, p. 1189–1196, 2008.

MURARIU, Marius; DUBOIS, Philippe. **PLA composites: From production to properties**. [S. l.]: Elsevier B.V., 2016.

PARK, So-Yeon *et al.* A Patient-Specific Polylactic Acid Bolus Made by a 3D Printer for Breast Cancer Radiation Therapy. **Radiation Therapy. PLoS ONE**, [s. l.], v. 11, n. 12, p. 168063, 2016. Disponível em: [www.slicer.org](http://www.slicer.org). Acesso em: 27 out. 2022.

PARK, Jae Won *et al.* Fabrication of malleable three-dimensional-printed customized bolus using three-dimensional scanner. **PLoS ONE**, [s. l.], v. 12, n. 5, 2017.

PELLITTERI, Federica *et al.* Comparison of the accuracy of digital face scans obtained by two different scanners:. **The Angle Orthodontist**, [s. l.], v. 91, n. 5, p. 641–649, 2021.

ROSENBERG, I. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. **British Journal of Cancer**, [s. l.], v. 98, n. 5, p. 1020–1020, 2008.

SAIF, Wahib; ALSHIBANI, Adel. Smartphone-Based Photogrammetry Assessment in Comparison with a Compact Camera for Construction Management Applications. **Applied Sciences**, [s. l.], v. 12, n. 3, p. 1053, 2022.

SALAZAR-GAMARRA, Rodrigo *et al.* Monoscopic photogrammetry to obtain 3D models by a mobile device: A method for making facial prostheses. **Journal of Otolaryngology - Head and Neck Surgery**, [s. l.], v. 45, n. 1, 2016.

SAMOSIR, Ferdian Sahala; RIYADI, Slamet. Comparison of smartphone and DSLR use in photogrammetry. *In:* , 2020. **International Conference on Aesthetics and the Sciences of Art**. [S. l.]: Bandung Institute of Technology, 2020.

SAVI, Matheus; ANDRADE, Marco A.B.; POTIENS, Maria P.A. Commercial filament testing for use in 3D printed phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, [s. l.], v. 174, p. 108906, 2020.

SHARMA, Ankur *et al.* Low-cost optical scanner and 3-dimensional printing technology to create lead shielding for radiation therapy of facial skin cancer: First clinical case series. **Advances in Radiation Oncology**, [s. l.], v. 3, n. 3, p. 288–296, 2018.

SOLIMAN, Ingy *et al.* A comparative evaluation of mobile photogrammetry for facial scanning... Face banking. **Alexandria Dental Journal**, [s. l.], v. 48, n. 2, p. 110–114, 2023.

SPEZZIA, Sérgio. O uso do bolus na radioterapia. **Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba**, [s. l.], v. 18, n. 4, p. 183–186, 2016.

STOWE, M *et al.* SU-E-T-09: A Dosimetric Analysis of Various Clinically Used Bolus Materials. **Medical Physics**, [s. l.], v. 41, n. 6Part11, p. 223–223, 2014.

SU, Shiqin; MORAN, Kathryn; ROBAR, James L. Design and production of 3D printed bolus for electron radiation therapy. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, [s. l.], v. 15, n. 4, p. 194–211, 2014. Disponível em: Acesso em: 30 out. 2022.

THURZO, Andrej *et al.* Smartphone-Based Facial Scanning as a Viable Tool for Facially Driven Orthodontics?. **Sensors**, [s. l.], v. 22, n. 20, p. 7752, 2022.

UNTCH, Michael *et al.* Current and future role of neoadjuvant therapy for breast cancer. **The Breast**, [s. l.], v. 23, n. 5, p. 526–537, 2014.

VAN OORSCHOT, Birgitt *et al.* Palliative Radiotherapy—New Approaches. **Seminars in Oncology**, [s. l.], v. 38, n. 3, p. 443–449, 2011.

VYAS, Vedang *et al.* **On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy**. [S. l.: s. n.], 2013. Disponível em: Acesso em: 27 out. 2022.

WANG, Haiyang *et al.* Investigation of total skin helical tomotherapy using a 3D-printed total skin bolus. **BioMedical Engineering Online**, [s. l.], v. 22, n. 1, 2023.

WHITE, D. R. Tissue substitutes in experimental radiation physics. **Medical Physics**, [s. l.], v. 5, n. 6, p. 467–479, 1978.

ZHANG, Chunsu *et al.* Evaluation of 3D-printed bolus for radiotherapy using megavoltage X-ray beams. **Radiological Physics and Technology**, [s. l.], 2023.

ZHAO, Zhenqi *et al.* Accuracy of three-dimensional photogrammetry and cone beam computed tomography based on linear measurements in patients with facial deformities. **Dentomaxillofacial Radiology**, [s. l.], v. 50, n. 2, 2021.

ZHAO, Yizhou *et al.* Clinical applications of 3-dimensional printing in radiation therapy. **Medical Dosimetry**, [s. l.], v. 42, n. 2, p. 150–155, 2017. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2017.03.001>.

ZOU, Wei *et al.* Potential of 3D printing technologies for fabrication of electron bolus and proton compensators. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, [s. l.], v. 16, n. 3, p. 90–98, 2015a.

ZOU, Wei *et al.* Potential of 3D printing technologies for fabrication of electron bolus and proton compensators. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, [s. l.], v. 16, n. 3, p. 90–98, 2015b.

**ANEXOS**