

SOCIEDADE BENEFICENTE DAS SENHORAS HOSPITAL SÍRIO-LIBANÊS

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE RESIDÊNCIA

MANUFATURA ADITIVA DIRETA DE BÓLUS PERSONALIZADOS DE PLA PARA RADIOTERAPIA

João Vitor Martins Fernandez

Orientadores:

Anselmo Mancini

Wellington Furtado Pimenta Neves Junior

São Paulo – SP

2024

Sumário

1 – Resumo.....	3
2 – Introdução	4
3 – Objetivos	6
3.1 – Geral.....	6
3.2 – Específicos.....	6
4 – Fundamentação Teórica	6
4.1 – Cálculo de dose em radioterapia.....	6
4.2 – Efeito Bólus.....	8
4.3 – Tecnologias para manufatura aditiva de polímeros.....	10
4.4 – Personalização de bólus usando manufatura aditiva.....	11
5 – Metodologia.....	13
5.1 – Desenho de estudo.....	13
5.2 – Pergunta de pesquisa.....	13
5.3 – Materiais.....	13
5.4 – Métodos.....	16
5.4.1 – Etapas para a impressão direta de bólus 3D.....	16
5.4.2 – Escolha do material de impressão	17
5.4.3 – Escolha do software fatiador (<i>slicer</i>) e parâmetros de impressão.....	17
5.4.4 – Caracterização do número de Hounsfield.....	18
5.4.5 – Medida da curva de PDP	19
5.4.6 – Validação do processo.....	20
6 – Resultados e Discussão	22
6.1 – Escolha do material.....	22
6.2 – Escolha do software (fatiador) e parâmetros de impressão.....	23
6.2.1 – Nivelamento	25
6.2.2 – Qualidade	25
6.2.3 – Preenchimento	26
6.2.4 – Temperatura.....	26
6.2.5 – Velocidade de retração.....	28
6.2.6 – Resfriamento e configuração do suporte.....	29
6.3 – Avaliação do número de Hounsfield.....	29
6.4 – Medida da curva de porcentagem de dose em profundidade (PDP).....	30

6.5 – Validação do processo.....	32
6.6 – Controle de qualidade do processo.....	36
6.6.1 – Tendências de mal funcionamento da impressora.....	36
6.6.2 – Tendências de afastamento de perfil	37
7 – Conclusões.....	39
8 – Aspectos Éticos.....	40
9 – Previsão de recursos.....	40
10 – Cronograma.....	41
11 – Possibilidades futuras	42
12 – Referências	43
13 – Anexos.....	45
A1 – Guia para a Impressão do Bolus 3D.....	45
A1.1 – Pré-Impressão	45
A1.2 – Impressão.....	48
A2 – Guia para a manutenção da impressora.....	52
A.3.1 – Limpar bico	52
A.3.2 – Trocar <i>HotEnd</i>	53

1 - Resumo

Este projeto aborda a fabricação aditiva de bólus personalizados usando ácido polilático (PLA) para uso em radioterapia. O objetivo principal foi avaliar as propriedades físicas desse material e sua viabilidade na prática clínica para feixes de fótons de 6 MV e elétrons de 6 MeV e 9 MeV.

Inicialmente, buscou-se um perfil de impressão, isto é, parâmetros como temperatura, preenchimento e velocidade para obter uma peça homogênea capaz de gerar o efeito bólus. Esse perfil foi usado para caracterizar o PLA por meio de medidas de *Unidades Hounsfield* (HU) para garantir sua adequação como material simulador de tecidos em radioterapia. Foi obtido um valor médio de 126 HU. Foram realizadas medidas de porcentagem de dose em profundidade (PDP) na água, com e sem a adição de bólus, para avaliar o efeito do PLA na curva nesse meio. Para isso foram impressas placas de PLA de 5 mm e 10 mm e a dose foi medida com diodo. Os resultados experimentais foram comparados com os cálculos de dose realizados no sistema de planejamento Eclipse. Na simulação foram inseridos bólus virtuais de 5 mm e 10 mm com HU de 126 e a distribuição de dose foi calculada com dois algoritmos para fótons (AAA e Acuros XB) e Monte Carlo para elétrons.

A análise dos resultados revelou uma boa concordância entre as medidas experimentais e os cálculos de dose realizados no Eclipse. A função gama foi empregada para avaliar a concordância global entre a PDP no eixo central, usando critérios γ (1% / 1 mm), γ (2% / 1 mm) e γ (3% / 1 mm) tanto para fótons quanto para elétrons. A taxa de aprovação dos pontos foi de 100 %, usando critério γ (2% / 1 mm) para fótons e γ (3% / 1 mm) para as duas energias de elétrons.

Quanto ao processo, foram implementadas algumas práticas de controle de qualidade para garantir que a impressora seja capaz de reproduzir o perfil utilizado para fabricar o bólus. Entre essas práticas, a purga de material antes da impressão e a avaliação de peças de teste rápidas se mostraram adequadas.

Palavras chaves: Bólus personalizados, Manufatura Aditiva, PLA,

2 - Introdução

A radioterapia é uma das áreas médicas mais avançadas no combate ao câncer. O planejamento do tratamento é um processo de otimização das escolhas terapêuticas e das técnicas disponíveis ^[1]. Muitas das etapas deste processo são realizadas em um sistema de planejamento (TPS), um ambiente virtual que replica as características reais do feixe antes da entrega da dose. O TPS permite otimizar um plano de modo a cobrir o alvo tumoral e proteger os órgãos saudáveis ao redor, garantindo precisão, eficácia e segurança ^[1].

Embora a evolução tecnológica da radioterapia permita uma entrega de dose precisa no alvo, persistem desafios decorrentes das variações anatômicas e da localização dos tumores. Alvos superficiais, como por exemplo, cânceres de pele, são mais difíceis de serem irradiados por completo com a dose de tratamento. Essa dificuldade decorre da deposição não uniforme de dose na superfície da pele, região conhecida como o *build-up*. Uma solução para superficializar a dose em tumores próximos da pele é incluir um bólus sobre a lesão. Trata-se de um material de densidade próxima do tecido mole que vai afastar o *build-up* da pele, melhorando a cobertura da lesão – o chamado efeito bólus.

Existem diversos tipos de materiais que podem ser usados como bólus: espumas, géis, parafina, cera e até gaze umedecida ^[2]. Esses materiais, no entanto, apresentam problemas de adesão na pele e seus processos de fabricação são muitas vezes artesanais e pouco reproduzíveis. A fabricação de bólus personalizados utilizando manufatura aditiva (impressão 3D) têm emergido como estratégia inovadora para aprimorar a entrega da radioterapia em tumores superficiais ^[2,3].

O material utilizado para confecção de bólus no departamento de radioterapia do Hospital Sírio Libanês são lâminas de cera rosa 7 de uso odontológico. As lâminas tem dimensões de 140 mm × 70 mm e espessura de 1 mm, são amolecidas em banho maria e sobrepostas para formar bólus de espessuras usuais entre 5 mm e 10 mm. A tomografia (TC) de simulação é realizada com bólus que precisa ser colocado de forma reproduzível durante o tratamento. O processo e o material são apresentados na **Figura 1**.

Existem situações, porém, que a simulação é feita sem bólus e durante o planejamento se identifica a necessidade de uso. Uma alternativa é inserir o bólus artificialmente, isto é, gerar um modelo virtual no TPS para o cálculo de dose. O modelo virtual deve ser substituído por um real e

posicionado da mesma maneira que o planejado, para a entrega do tratamento. Isso, no entanto, acaba introduzindo uma incerteza na exatidão de posicionamento do bólus real, tornando este processo pouco reproduzível. Na impossibilidade de inserir o modelo artificialmente, é necessário realizar uma nova tomografia de simulação com o bólus presente.

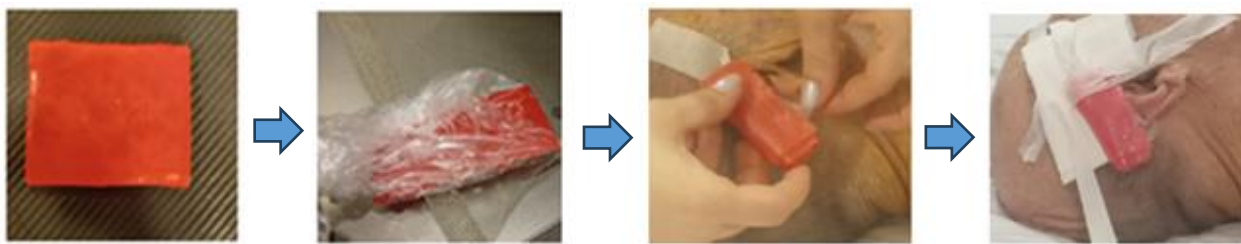


Figura 1: Esquema das etapas do processo padrão de fabricação de bólus no HSL: As lâminas de cera de dentista de 1 mm são empilhadas para formar a espessura desejada, geralmente, valores de 5 mm a 1 cm. O conjunto é envolto por plástico e colocado em banho maria para amolecer. A cera maleável é moldada na região a ser tratada. O conjunto é fixado para simulação e deve ser reproduzido dessa mesma maneira durante o tratamento.

É neste contexto que a manufatura aditiva de bólus surge como forma de tornar o processo mais reproduzível. Segundo Ying et al, diversas tecnologias de impressão 3D podem ser usadas para fabricar bólus ^[3]. A tecnologia mais comum é a FDM (Modelagem por deposição fundida) e foi usada por Park *et al.* para fabricar um bólus personalizado de mama, usando PLA ^[4]. Outras tecnologias como SLA (Estereolitografia) e SLP (Sinterização Seletiva a Laser) podem ser usadas, mas dependem do tipo de impressora em cada departamento. ^[5 - 7]

Neste trabalho será validado o processo de fabricação de bólus de PLA ^[8-10] usando tecnologia FDM para o Hospital Sírio Libanês, caracterizando o PLA em termos do número de Hounsfield e da curva de PDP (porcentagem de dose em profundidade). Os dados obtidos serão inseridos no TPS Eclipse (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA) para criar um modelo de bólus artificialmente, que pode ser inserido no paciente de forma precisa e reproduzível e sem necessitar de uma nova simulação.

3 - Objetivos

3.1 - Geral

Implementar o processo de fabricação direta de bólus 3D para radioterapia, caracterizando o bólus de PLA e inserir esses dados no TPS.

3.2 - Específicos

- E1** - Obter peças com preenchimento adequado, em termos de HU, para uso como bólus;
- E2** - Caracterizar o PLA em termos de HU e curva de PDP;
- E3** - Simular as curvas de PDP no TPS usando o valor de HU obtido;
- E4** - Avaliar se TPS consegue reproduzir a PDP medida nas placas com o HU obtido na TC.

4 - Fundamentação Teórica

4.1 - Cálculo de dose em radioterapia

O cálculo de dose executado em um sistema de planejamento computadorizado (TPS) é baseado em imagens, especialmente nas imagens de tomografia computadorizada (TC). Essa modalidade de imagem é fundamentada na atenuação diferencial de feixes de raios X pelos diferentes tecidos do corpo. As imagens de TC são quantificadas em termos das unidades de *Hounsfield* (HU), que atribuem valores a diferentes materiais com base na sua densidade radiológica (μ) em comparação com a água ($\mu_{\text{água}}$), através da expressão (1):

$$HU = \frac{\mu - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (1)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear do material em questão e $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente linear de atenuação da água. A água é usada como referência por ter densidade radiológica próxima à dos tecidos moles, atribuindo-lhe valor de 0 HU.

As unidades de *Hounsfield* podem ser relacionadas com a densidade eletrônica (n_e), isto é, o número de elétrons por unidade de volume em um tecido. Essa relação se baseia nas propriedades físicas dos materiais: materiais densos geralmente têm maior n_e e também

apresentam valores maiores de HU nas imagens de TC. Através da imagem de diferentes materiais é possível modelar empiricamente uma curva de densidade eletrônica em função do HU. Essa curva é incorporada no algoritmo de cálculo para melhorar a precisão das previsões de dose.

Entre os algoritmos de cálculo de dose disponíveis para fótons está o AAA - *Anisotropic Analytical Algorithm* (Varian Medical Systems, Palo Alto, EUA). Trata-se de um algoritmo de modelagem ^[11], que cria, inicialmente, um modelo geométrico do paciente, incluindo uma distribuição tridimensional de tecidos, órgãos e alvos a serem tratados. Em seguida atribui-se a cada tecido uma densidade eletrônica, com base nas informações fornecidas pelo HU da imagem de tomografia de planejamento. O feixe de radiação é então modelado no espaço de cálculo, considerando, entre outros aspectos, a energia do feixe, o tipo de radiação (fótons ou elétrons) e a técnica (conformacional, intensidade modulada). A dose "primária", isto é, originada diretamente da fonte do acelerador linear, é calculada com base em fórmulas analíticas que levam em consideração a geometria do paciente, as características do feixe de radiação, a distribuição de densidade eletrônica e a presença de heterogeneidades. A "dose secundária", por sua vez, é a dose espalhada, e é calculada considerando, além dos fatores já citados, os efeitos de espalhamento lateral. A dose final é obtida somando a dose primária e a secundária ^[11].

Outro algoritmo de cálculo de dose usado para feixes de fótons é o Acuros XB (Varian Medical Systems, Palo Alto, EUA). Diferentemente do AAA, o Acuros incorpora uma solução analítica das equações de Boltzmann do Transporte de Elétrons (LBTE), para simular o transporte de partículas carregadas e calcular a distribuição de dose. Além disso, o Acuros XB tem uma alta precisão em situações com alta variação de densidade, como bordas de interfaces tecido-ar.

Para elétrons o cálculo é feito usando o método de Monte Carlo, uma técnica numérica estatística. O processo começa com a geração das trajetórias dos elétrons na matéria. Cada trajetória é calculada a partir da escolha aleatória de parâmetros iniciais, como energia e direção. Cada caminho é simulado passo a passo, levando em consideração processos físicos como colisões, espalhamento e perda de energia. As probabilidades associadas a esses processos são determinadas com base na densidade eletrônica e composição química do meio material, utilizando as unidades de *Hounsfield* (HU). O método de Monte Carlo gera múltiplas trajetórias para se obter uma média estatisticamente representativa. Essa média, por sua vez, é utilizada para determinar a dose absorvida de forma precisa.

4.2 - Efeito Bólus

Ao usar radiações ionizantes, como raios X de megavoltagem ou elétrons de alta energia, para tratar regiões próximas da pele, nota-se distribuições de dose não uniformes. Isso ocorre porque ao entrar no tecido, a energia depositada pela radiação começa baixa na superfície devido a absorção na pele e aumenta até um valor máximo na profundidade $d_{m\acute{a}x}$. Essa região de variação de dose, da entrada da pele até a profundidade de máximo, é chamada de *build-up*^[1] e tem uma espessura da ordem de milímetros para a maioria dos feixes de fótons e elétrons usados em radioterapia.

Para garantir que a dose prescrita seja entregue de forma eficaz à área-alvo, especialmente no tratamento de tumores superficiais, um bólus pode ser usado sobre a pele do paciente. O bólus serve para aumentar a dose de radiação na superfície da pele, compensando o *build-up* e assegurando que a dose prescrita seja entregue ao volume-alvo. Um esquema de efeito bólus é mostrado na **Figura 2**.

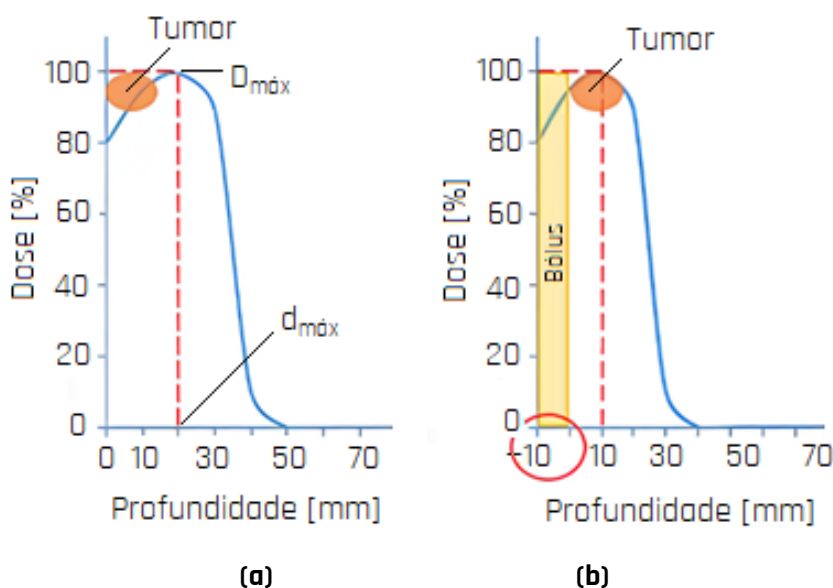


Figura 2: Esquema de uma distribuição de dose em profundidade para um tumor superficial. **(a)** Caso sem bólus, a dose de entrada na pele é próxima de 80 % e a região tumoral é coberta por uma dose não-homogênea, antes da dose de máximo; **(b)** gráfico com bólus: a dose de entrada na pele sobe acima de 90 %, superficializando a dose.

O efeito do uso do bólus para o cálculo de dose no Eclipse pode ser visto na **Figura 3**. O exemplo mostra um planejamento de carcinoma de células de Merkel (C43.9), em que foi prescrito

48 Gy em um esquema de 20 frações de 240 cGy. O planejamento foi feito com feixe de fótons, usando técnica VMAT e o cálculo de dose foi realizado com o algoritmo AAA (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA), versão 15.6.06. A **Figura 3(a)** mostra a condição do planejamento sem bólus e a **Figura 3(b)** com bólus de 0.5 cm.

O histograma de dose e volume é mostrado na **Figura 3(c)**. Do histograma é possível ver que o plano sem bólus (triângulo) tem uma cobertura inadequada (100% da dose cobre apenas 70% do alvo) e um ponto quente de 128%. Já a curva com utilização de bólus (quadrado) a cobertura melhorou: 95% do PTV recebe 47.84 Gy com um ponto quente de 51.56 Gy (107,4 %), considerado aceitável. O caso mostra a importância de se associar um valor de HU ao bólus (e, consequentemente, de densidade eletrônica) e inserir no sistema de planejamento para um cálculo de dose mais preciso e para conseguir uma cobertura adequada do alvo.

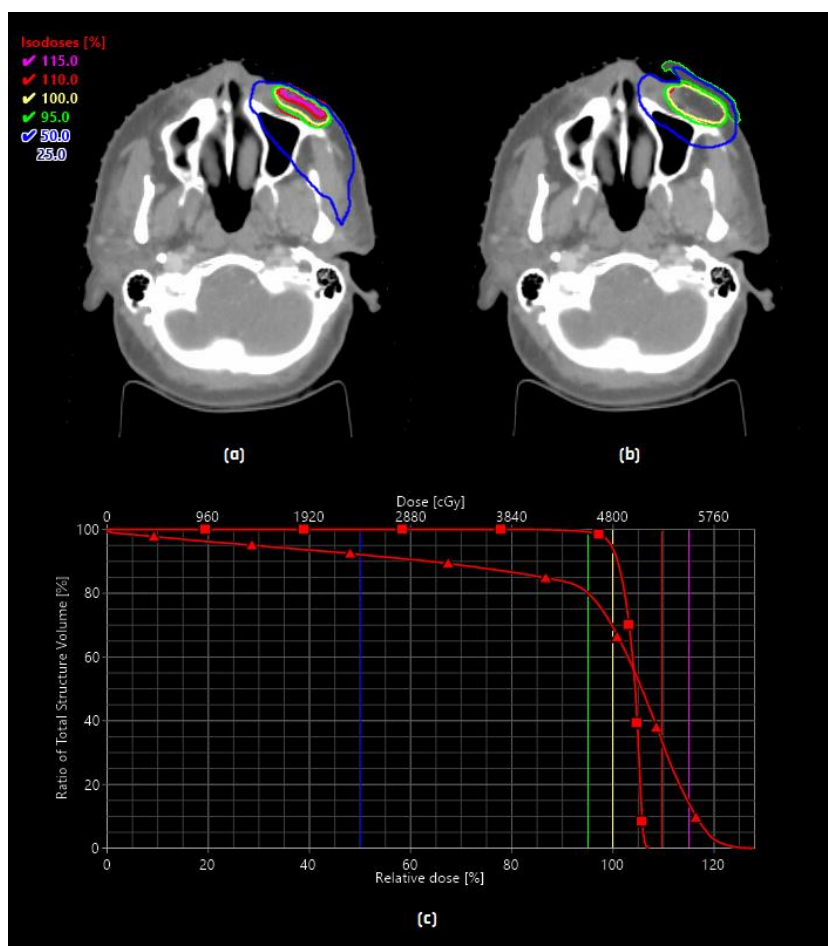


Figura 3: Planejamento de carcinoma de células de Merkel em duas situações **(a)** distribuição de isodoses para a configuração sem bólus, **(b)** distribuição de isodoses para a configuração com bólus inserido e **(c)** histograma de dose volume mostrando a dose no PTV, o plano sem bólus é representado por triângulos e o plano com bólus por quadrados.

4.3 - Tecnologias para manufatura aditiva de polímeros

Manufatura aditiva é o nome dado ao processo de fabricação que permite criar objetos tridimensionais camada por camada a partir de diversos tipos de materiais e técnicas. O material mais comum é o plástico e funciona bem para processos de fabricação como extrusão, através da tecnologia FDM. Tecnologias mais complexas criam peças pela fusão de camadas de pó (*Multi Jet Fusion* - MJF), pela pulverização de gotas de resina que endurecem sob luz ultravioleta (*PolyJet*) e, por deposição a laser. Nesta categoria estão as tecnologias de fabricação como a SLA que utiliza um laser ultravioleta para endurecer uma resina líquida e a SLS que aquece e funde partículas em pó para criar as camadas.

A tecnologia mais usada é a FDM, também conhecida como Fabricação por Filamento Fundido (FFF). Nesse processo de fabricação as peças são criadas pela extrusão de material termoplástico derretido, geralmente ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) ou PLA (Ácido Polilático), através de uma pequena abertura na extremidade de um cabeçote, montado sobre um conjunto de eixos de impressão. Um esquema dos componentes de uma impressora 3D de tecnologia FDM é mostrado na **Figura 4**.

A extrusora puxa o filamento através de um parafuso dentado ou engrenagem acionados por um motor de passo e alimenta o bloco que derrete o filamento (*HotEnd*). O filamento é aquecido por um resistor, e ao derreter, sai pelo bico da extrusora que se move em coordenadas programadas, criando o objeto 3D, camada por camada. A primeira camada é depositada sobre uma superfície de construção, geralmente uma plataforma de impressão aquecida. As camadas seguintes são depositadas sobre a primeira, seja por deslocamento vertical da mesa para baixo (cabeçote fixo) ou o deslocamento do cabeçote para cima (mesa fixa). ^[3]

Uma das vantagens da tecnologia FDM é a sua versatilidade, uma vez que permite a utilização de uma variedade de materiais, embora plásticos sejam os mais comuns. Além disso, a FDM é amplamente usada para prototipagem rápida, produção de peças personalizadas e criação de modelos tridimensionais, sendo escolhida como técnica de fabricação de bólus neste projeto.

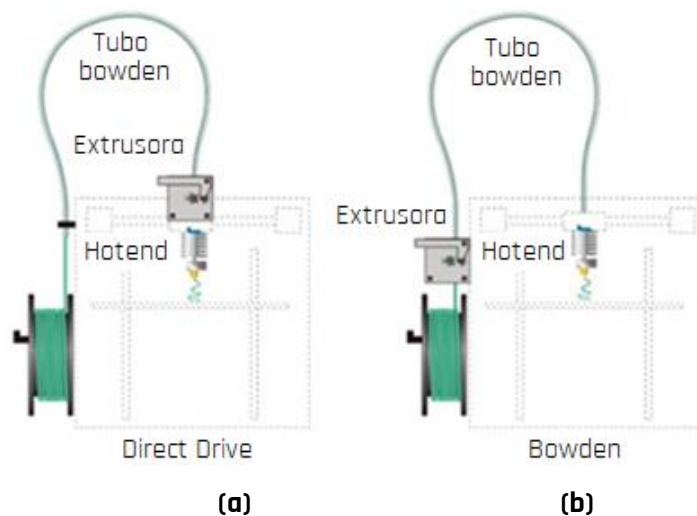


Figura 4: Esquema genérico da parte interna de uma impressora 3D FDM: o filamento é puxado do rolo por uma engrenagem na extrusora e alimenta o *HotEnd*, bloco responsável pelo derretimento do material. **(a)** O arranjo em *Direct Drive* tem a extrusora logo antes do *HotEnd*, no cabeçote de impressão; **(b)** O arranjo em *Bowden* tem a extrusora posicionado logo após o rolo de filamento.

4.4 - Personalização de bólus usando manufatura aditiva

Lu et. al. classificam o processo de fabricação de bólus usando impressão 3D em duas categorias principais: impressão indireta e impressão direta [3]. A primeira consiste em imprimir um molde do bólus e depois preenchê-lo com polímeros como silicone, enquanto a segunda consiste em imprimir o bólus diretamente da impressora 3D. Os dois processos estão esquematizados na **Figura 5**:

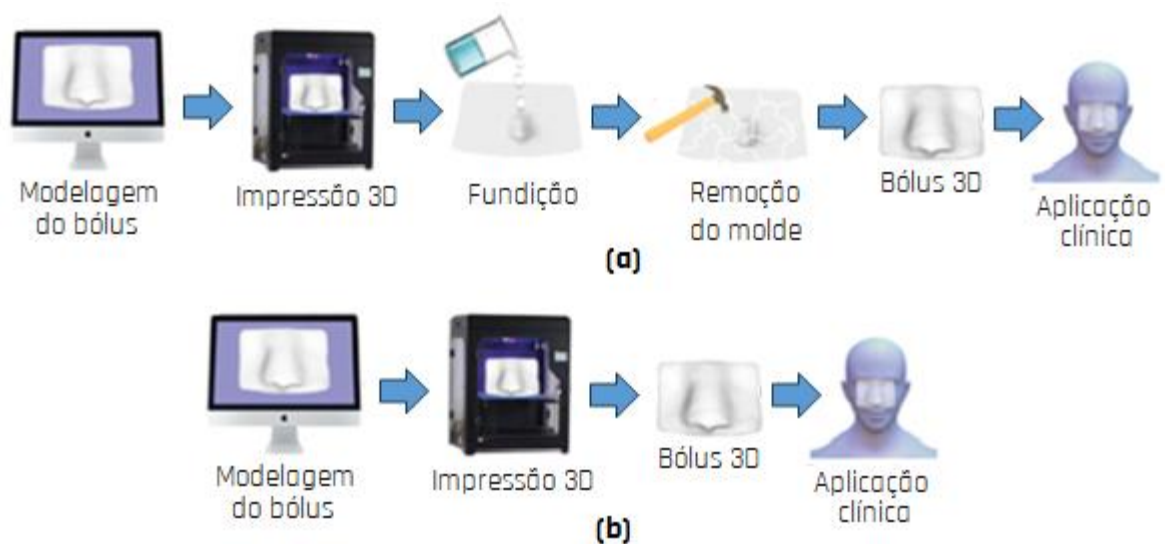


Figura 5: Representação dos dois processos de fabricação de bólus 3D: **(a)** fabricação indireta de bólus, **(b)** fabricação direta. Figura adaptada de LU, Ying et al. 2021.

4.4.1 - Impressão Indireta de Bólus (fundição)

A impressão indireta é um processo de fabricação em que são necessários pelo menos dois passos para produzir um bólus personalizado. O primeiro passo consiste em fabricar as cascas (moldes) dos bólus por impressão 3D, geralmente duas, uma positiva (relevo) e uma negativa (cavidade). Em seguida os moldes são preenchidos com polímeros como hidrogéis e alguns elastômeros, materiais que formarão o bólus 3D personalizado após solidificarem e serem removidos das cascas. Diversos polímeros foram usados para fabricação de bólus por esse método. Por exemplo, Kong et al. fabricaram bólus para radioterapia de câncer de pele não melanoma usando borracha de silicone e hidrogéis fundidos em um molde de PLA ^[6].

O método de impressão indireta, no entanto, é demorado e sua precisão é relativamente baixa ^[3]. O tempo necessário para a construção, incluindo a impressão dos moldes e a fundição dos materiais, depende da área da superfície do bólus, complexidade da região e volume. Chiu et al. construíram um bólus de silicone por impressão indireta para radioterapia de cabeça e pescoço demorando 2 dias para sua conclusão ^[12].

4.2.2 - Impressão Direta de Bólus

A impressão direta consiste em fabricar o bólus personalizado diretamente na impressora 3D. Várias tecnologias de impressão 3D podem ser utilizadas para fabricação direta de bólus, de multijato até sinterização seletiva a laser ^[3]. A técnica FDM, no entanto, é a mais usada e permite obter bólus personalizados para diferentes regiões do corpo como nariz ^[13], orelha e mama ^[4]. Lu et. al. usaram tecnologia FDM para fabricação direta de bólus e comparando com a impressão indireta e com o bólus comercial, o bólus personalizado processado por FDM obteve um encaixe melhor nas irregularidades do corpo.

A impressão direta é uma abordagem promissora para alcançar a personalização do bólus e ainda está em estágio inicial de desenvolvimento. No presente estudo, um bólus de PLA (ácido polilático) foi caracterizado em termos do seu HU visando sua inserção no TPS para fabricação direta, usando tecnologia FDM.

5 - Metodologia

5.1 - Desenho de estudo

Trata-se de um estudo original de desenvolvimento de órteses (Bólus personalizado). Para propor o fluxo de fabricação direta de bólus personalizados, este projeto foi dividido em duas partes. A primeira consiste em obter um perfil de impressão 3D para gerar peças que apresentem o efeito bólus. A segunda parte visa caracterizar o PLA em termos de HU e levantar a curva de PDP para alimentar o sistema de planejamento de tratamento (TPS).

5.2 - Pergunta de pesquisa

P1 – É possível produzir, de forma direta, um bólus para radioterapia usando impressão 3D?

P2 – O cálculo de dose realizado pelo TPS usando bolus virtual é capaz de reproduzir os dados medidos?

5.3 - Materiais

- **Impressora Sethi3D S3:** A impressora 3D utilizada é uma Sethi3D, Modelo S3 (Sethi3D, Campinas, Brasil), do tipo FDM, mostrada na **Figura 6**. As especificações da impressora fornecidas pela fabricante são apresentadas na **Tabela 1**.

Tabela 1 - Especificações da impressora Sethi3D, S3

Parâmetros da impressora	
Diâmetro do bico	0,4 mm
Diâmetro do filamento	1,75 mm
Resolução (altura de camada)	de 0,05 mm a 0,3 mm
Máxima velocidade de impressão	150 mm/s
Máxima velocidade de percurso	300 mm/s
Área de impressão	270 × 270 × 320 mm (23,3 L)

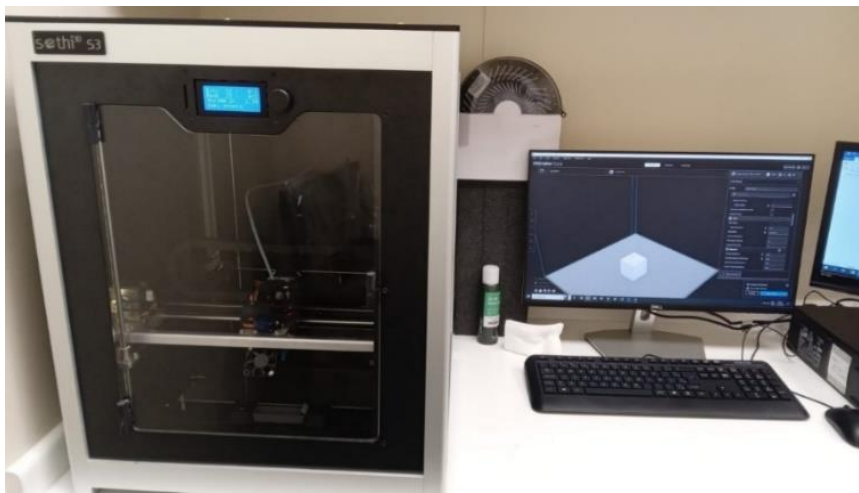


Figura 6: Imagem da impressora Sethi3D, modelo S3 disponível no departamento de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês.

O rolo de PLA é guardado no interior de uma estufa eBOX Lite (eSUN, Wuhan, China), mantido a 55°C de temperatura. Durante a impressão, o PLA é puxado da estufa para dentro da impressora através de uma extrusora do tipo *direct drive*. O *HotEnd* da impressora Sethi3D, S3, é mostrado na **Figura 7**.

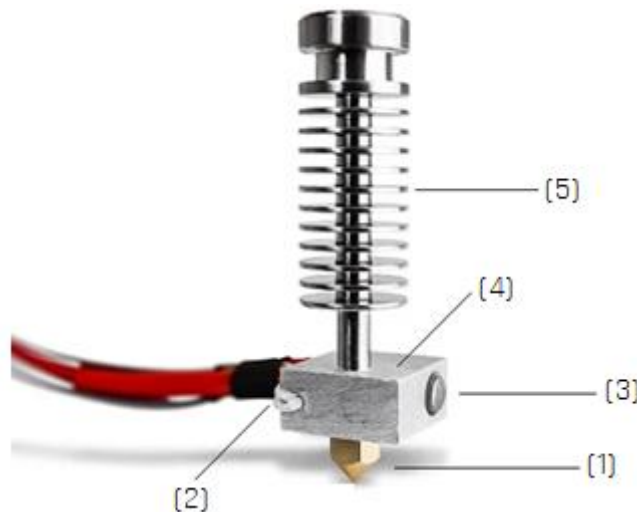


Figura 7: Componentes do *HotEnd* Sethi3D: **(1)** bico de latão de diâmetro 0,4 mm, **(2)** Termistor 100k 1 %/Beta 4000 1 %, **(3)** Cartucho aquecedor 12 V / 40W, **(4)** Bloco de inox, **(5)** Dissipador.

O *HotEnd* da Sethi3D é composto por um dissipador de aço inoxidável cujo interior é preenchido por um tubo de PTFE (Politetrafluoretileno - Teflon®). O PTFE é usado como um tubo guia para o filamento derretido, além de ser um isolante térmico para o *HotEnd* e uma barreira antiaderente para o PLA, reduzindo o atrito. O tubo de teflon se estende do topo do *HotEnd* até o bloco aquecedor que é composto por um resistor, que dissipa 40W de potência, e por um termistor,

que monitora a temperatura do conjunto. O PLA derretido pelo resistor é empurrado e sai através do bico de impressão, ao final do bloco aquecedor.

- **Acelerador Linear TrueBeam SN2534** (*Varian Medical System*, Palo Alto, CA, EUA), com fótons de 6 MV e 6 MV-FFF e elétrons de energias 6, 9, 12 e 16 MeV. As medidas com bólus foram realizadas usando fótons de 6 MV e elétrons de 6 e 9 MeV.

- **Conjuntos dosimétricos:** Foram usados como conjuntos dosimétricos placas de água sólida, um fantoma de água de 40 cm × 40 cm × 40 cm (Oxygen, São Paulo, Brasil), dois diodos de pSi, PDF-3G DEB012-4154 (Amarelo) para fótons e EFD-3G DEB002-4258 (Azul) para elétrons (IBA *Dosimetry*, Schwarzenbruck, Alemanha), um eletrômetro UNIDOS E (PTW, Friburgo, Alemanha) um fantoma antropomórfico STEEV (CIRS – *Sun Nuclear Corporation*, Melbourne, EUA).

- **Sistema de Planejamento (TPS) Eclipse:** Foi usado o TPS Eclipse (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, CA, EUA), versão 15.6. Para os cálculos com feixes de fótons de 6 MV foram usados os algoritmos *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) e *Acuras XB* (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA), ambos versão 15.6.06. Para elétrons, o cálculo foi realizado usando EMC (*Electron Monte Carlo* – *Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA) versão 15.1.15.

- **Script Export3D:** código (*script*) escrito em linguagem C# (© *Varian Medical Systems* 2016) através da plataforma ESAPI – Eclipse *Scripting API* (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA). Ele é responsável por converter as estruturas do *structure set* do paciente (formato *DICOM RT-Structure*) em dados de modelos virtuais, tipicamente caracterizados por triângulos. O *Export3D* converte o *structure set* em formato STL (*STereoLithography*) e formato PLY (*Polygon*) que são os formatos usados pela impressora.

- **Software de Fatiamento (Slicer):** Foram usados dois fatiadores, o *Ultimaker Cura*, versão 5.1.1 (*Ultimaker B.V*, Geldermanser, Holanda) e o *Simplify 3D*, versão 4.1.2 (*Simplify 3D*, Cincinnati, EUA). O processo de fatiamento consiste em dividir o modelo em camadas horizontais e gerar as informações necessárias para a impressora, o chamado “G-Code” que inclui trajetórias do bico, velocidades de impressão e temperatura, entre outros parâmetros.

- **Tomógrafo Siemens Somatom Definition AS** (*Siemens Healthcare*, Erlangen, Alemanha).

5.4 - Métodos

5.4.1 - Etapas para a impressão direta de bólus 3D

As etapas propostas para a impressão 3D direta de bólus começam com a aquisição de imagens de tomografia computadorizada do paciente. Após a aquisição das imagens, o próximo passo é a segmentação das estruturas, da área-alvo (PTV, CTV) e dos órgãos de risco (OAR) nas imagens. O delineamento é realizado no ambiente *Contouring*, do Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, EUA). A segmentação é necessária para criar um modelo 3D virtual da região a ser tratada. Com base neste modelo, o bólus pode ser criado adicionando uma camada virtual em torno da área-alvo. Ele é inserido no próprio TPS através do HU ou de uma lista de materiais presentes no Eclipse. Após a criação, o modelo de bólus em formato DICOM RT-Structure é convertido em STL pelo *script* "Export3D". O arquivo STL é transferido para um *software* fatiador onde é convertido em G-Code e executado pela impressora.

Os passos utilizados para a impressão 3D direta de um bólus personalizado estão esquematizados na **Figura 8**.

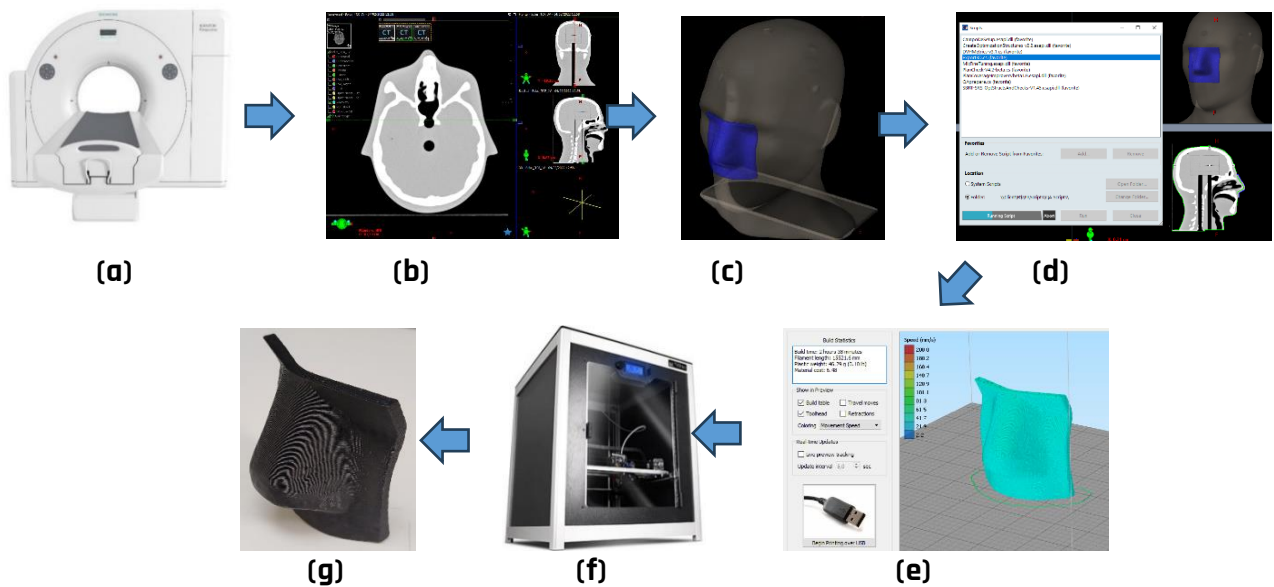


Figura 8: Esquema das etapas do processo para confecção do bólus personalizado: **(a)** a tomografia de simulação do paciente é adquirida, **(b)** as estruturas alvo e os órgãos em risco são delineadas, **(c)** o bólus é inserido no Eclipse, **(d)** a imagem DICOM do bólus é convertida em STL / PLY pelo script, **(e)** o arquivo em formato STL / PLY é convertido em g-Code no fatiador *Simplify 3D*, **(f)** o arquivo g-code é executado pela impressora e, ao final do processo, o bólus 3D **(g)** é fabricado.

5.4.2 - Escolha do material de impressão

Os materiais para uso na impressão 3D foram avaliados baseado em revisão de literatura.

5.4.3 - Escolha do software fatiador (*licer*) e parâmetros de impressão

Foram avaliados dois fatiadores o *Ultimaker Cura*, v 5.1.1 (*Ultimaker B.V*, Geldermanser, Holanda), e o *Simplify 3D* v 4.1.2 (*Simplify 3D*, Cincinnati, EUA). Em ambos a impressora Sethi, S3 foi configurada. A fim de obter o melhor perfil de impressão para um bólus 3D, diversos parâmetros de impressão, como velocidade e temperatura, foram testados. Para isso uma peça de teste em formato de cubo de 20 mm × 20 mm × 20 mm – disponível para download no *Thingiverse* < <https://www.thingiverse.com/thing:862896> > acesso em 11/09/23 – foi fatiada tanto no *Ultimaker Cura* quanto no *Simplify 3D*.

O perfil do cubo impresso foi escaneado por um tomógrafo Somatom Definition AS (*Siemens Healthcare GmbH*, Erlangen, Alemanha), usando um protocolo de aquisição de radiocirurgia de crânio (20 mA de corrente, 120 kVp de potencial, filtro D50 Sharp, FOV fixo de 100 mm e espessura de corte de 1mm). Após a tomografia, as imagens foram enviadas para o sistema de planejamento Eclipse (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA) onde foi traçado um perfil de HU. O processo está descrito no fluxograma mostrado na **Figura 9**.

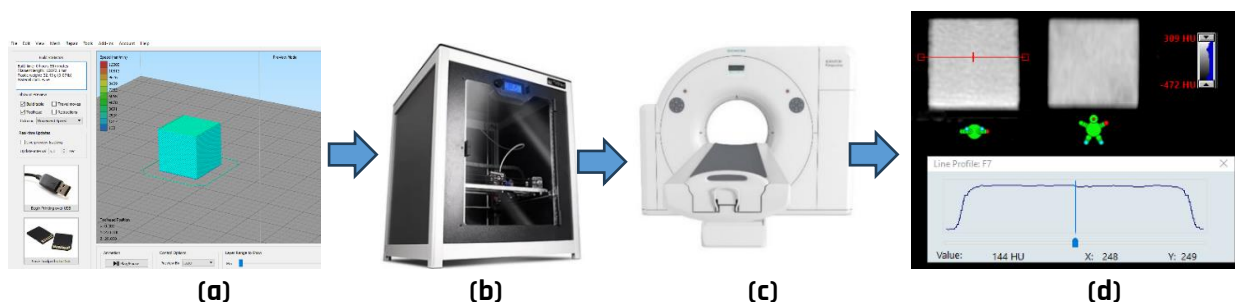


Figura 9: Esquema das etapas do processo para encontrar o melhor perfil de preenchimento: **(a)** após fatiar o cubo de teste, o arquivo G-Code foi enviado para a impressora Sethi3D **(b)**. A peça impressa foi então escaneada com o tomógrafo SOMATOM Definition AS **(c)** e avaliada em termos de homogeneidade de preenchimento no sistema de planejamento Eclipse **(d)**. Perfis que geravam peças inapropriadas eram ajustados até que o melhor perfil fosse encontrado.

5.4.4 - Caracterização do número de Hounsfield

Para avaliar a reprodutibilidade da impressão, foram impressos 5 cubos de 30 × 30 × 30 mm. As amostras foram escaneadas usando o mesmo protocolo de aquisição definido na seção anterior. Como o HU é uma grandeza que é influenciada pela densidade da sua vizinhança, os 5 cubos foram posicionados em formato de cruz, envoltos por duas placas de PLA, de dimensões de 90 mm × 90 mm × 5 mm, como mostrado na **Figura 10**.

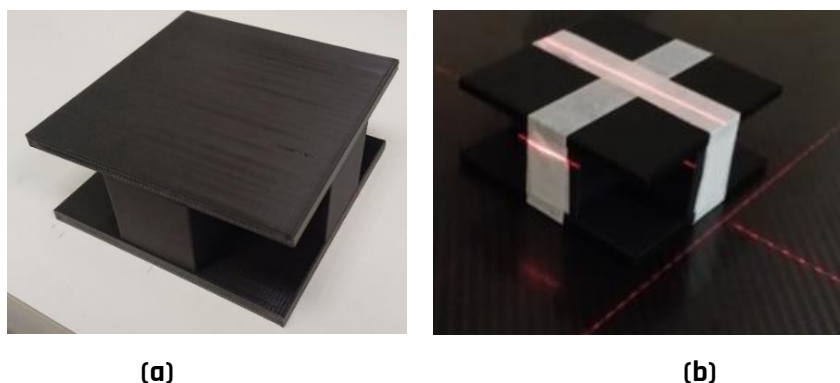


Figura 10: (a) Conjunto montado para medir o HU dos cubos; (b) o conjunto foi preso com fita para minimizar os espaços de ar entre os cubos e as placas.

As dimensões dos cubos e das placas foram verificadas com paquímetro, em três posições diferentes para três faces de cada peça. Os resultados são apresentados na **Tabela 2**. A variação nas medidas é explicada pelo encolhimento dos plásticos após a impressão. Embora o PLA seja um material que apresente pouco desse fenômeno, ele ainda ocorre. As medidas de HU foram registradas como a média obtida em uma região circular de interesse de 6,57 mm de diâmetro em 5 posições diferentes para o cubo central. Foi realizado rodízio entre os cubos de modo que a cada medida, um cubo diferente do anterior estava no centro.

Tabela 2 – Média da dimensão das peças impressas em milímetros [mm]

	Cubo 1	Cubo 2	Cubo 3	Cubo 4	Cubo 5	Placa 5 mm	Placa 10 mm
Eixo X	29,90 ± 0,05	29,80 ± 0,05	29,90 ± 0,05	29,80 ± 0,05	30,00 ± 0,05	90,00 ± 0,05	89,70 ± 0,05
Eixo Y	30,10 ± 0,05	30,00 ± 0,05	30,10 ± 0,05	30,00 ± 0,05	30,00 ± 0,05	89,90 ± 0,05	90,10 ± 0,05
Eixo Z	30,00 ± 0,05	30,10 ± 0,05	30,10 ± 0,05	30,00 ± 0,05	30,0 ± 0,05	5,0 ± 0,05	9,9 ± 0,05

5.4.5 - Medida da curva de PDP

Para determinar como o Bólus de PLA altera a curva de PDP (porcentagem de dose em profundidade) as mesmas foram levantadas sem bólus e com bólus de duas espessuras diferentes. O bólus foi representado por placas de 90 mm × 90 mm de área e espessuras de 5 mm e 10 mm

O arranjo experimental usado para a medida de PDP é mostrado na **Figura 11(a)**. Foram usados dois diodos (IBA *Dosimetry*, Schwarzenbruck, Alemanha), ambos alinhados lateral e longitudinalmente com o retículo e na altura da superfície da água. As placas de PLA foram posicionadas sobre 4 placas de água sólida - **Figura 11(b)**, colocadas ao lado do diodo e ancoradas com blocos de chumbo. Os blocos de chumbo foram mantidos afastados do detector para que a radiação espalhada no chumbo não influenciasse a medida.

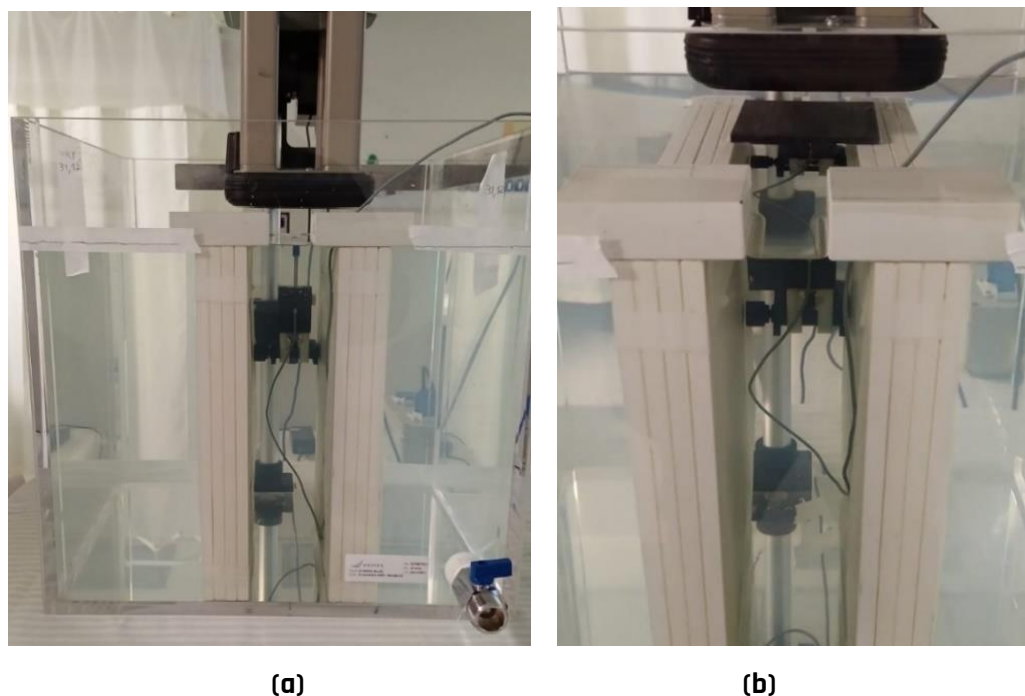


Figura 11: Arranjo experimental usado para medir a PDP: **(a)** Ambos os diodos foram posicionados entre placas de água sólida, ancoradas com chumbo dentro de um *phantom* cheio de água. Os diodos foram alinhados lateral e longitudinalmente no retículo e verticalmente na superfície da água **(b)** placas de PLA posicionadas sobre o fantoma de água sólida e imediatamente acima do diodo.

A SSD foi mantida em 100 cm na superfície da água para todas as medidas. Para a PDP de fótons 6 MV, a profundidade do diodo PFD-3G pSi (Amarelo) foi variada, através de um elevador automático, em passos de 1 mm até a profundidade de 15 mm e depois em passos de 5 mm até

a profundidade de 120 mm. Para a PDP de elétrons, a profundidade do diodo EFD-3G pSi (Azul) foi variada em passos de 1 mm até a profundidade de 25 mm e depois, em passos de 5 mm até a profundidade de 70 mm. Para ambos os casos, foram realizados 3 disparos de 100 UM e taxa de dose de 600 UM / min para cada parada do diodo, campo 5 cm × 5 cm para fótons 6 MV e Cone 6×6 para elétrons de 6 e de 9 MeV.

5.4.6 - Validação do processo

Para validar o processo, foi usado o sistema de planejamento Eclipse (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA) onde foram simuladas irradiações de feixes de fótons 6 MV e elétrons (6 MeV e 9 MeV). Para isso, foi criado um *phantom* virtual de água com dimensões de 30 cm × 30 cm × 30 cm e espessura de corte de 1 mm. Foram simuladas três situações: cálculo sem bólus, cálculo com bólus de 5 mm e com bólus de 10 mm, para feixes de fótons (6 MV) e elétrons (energias de 6 e 9 MeV). Os bólus foram inseridos virtualmente no próprio Eclipse, com as mesmas dimensões das placas impressas: 90 mm × 90 mm e com HU do resultado obtido da tomografia dos cubos (**seção 5.5.3**).

Ambos os feixes foram configurados com SSD fixa e igual a 100 cm, 600 UM / min e 100 unidades monitoras. O feixe de fótons 6MV foi configurado com tamanho 5 cm × 5 cm. A distribuição de dose foi calculada com os algoritmos AAA (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA), e *Acuras XB* (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA), ambos na versão 15.6.06 e com grade de cálculo de 1 mm.

Para o feixe de elétrons foi usado o cone 6 e cálculo foi realizado com EMC (*Electron Monte Carlo - Varian Medical Systems*, Palo Alto, EUA) versão 15.1.15. Neste caso a incerteza estatística foi de 1 % e foi aplicada a todos os pontos cujos valores são superiores a 30% do $D_{máx}$. Foi usada uma grade de cálculo de 1 mm, sem *smoothing*. As distribuições de dose calculadas para fótons com AAA e elétrons 9 MeV são apresentadas na **Figura 12**.

Para quantificar a diferença de dose entre os dados de PDP medidos (**seção 5.5.5**) e os calculados pelo TPS, foi usado o índice gamma, calculado através da expressão:

$$\gamma = \min \left\{ \sqrt{\frac{\varepsilon^2(d_m, d_c)}{\partial D^2} + \frac{r^2(d_m, d_c)}{\partial d^2}} \right\} \quad (2)$$

onde $\varepsilon^2(d_m, d_c)$ é a diferença de dose medida ($D(d_m)$) e calculada ($D(d_c)$) e $r^2(d_m, d_c)$ é a distância para concordância (DTA) entre o ponto medido (d_m) e o ponto mais próximo na distribuição calculada (d_c) que possui o mesmo valor de dose. ∂D (%) e ∂d (mm) são respectivamente os critérios de aceitação para a diferença de dose e para o DTA ^[20]. O cálculo foi implementado usando a linguagem R (*R Foundation for Statistical Computing*, Vienna, Áustria) – disponível em <https://github.com/JVMF/GammaFunction> - e os critérios utilizados para a aceitação foram γ (2 % / 1 mm) para fótons e para elétrons.

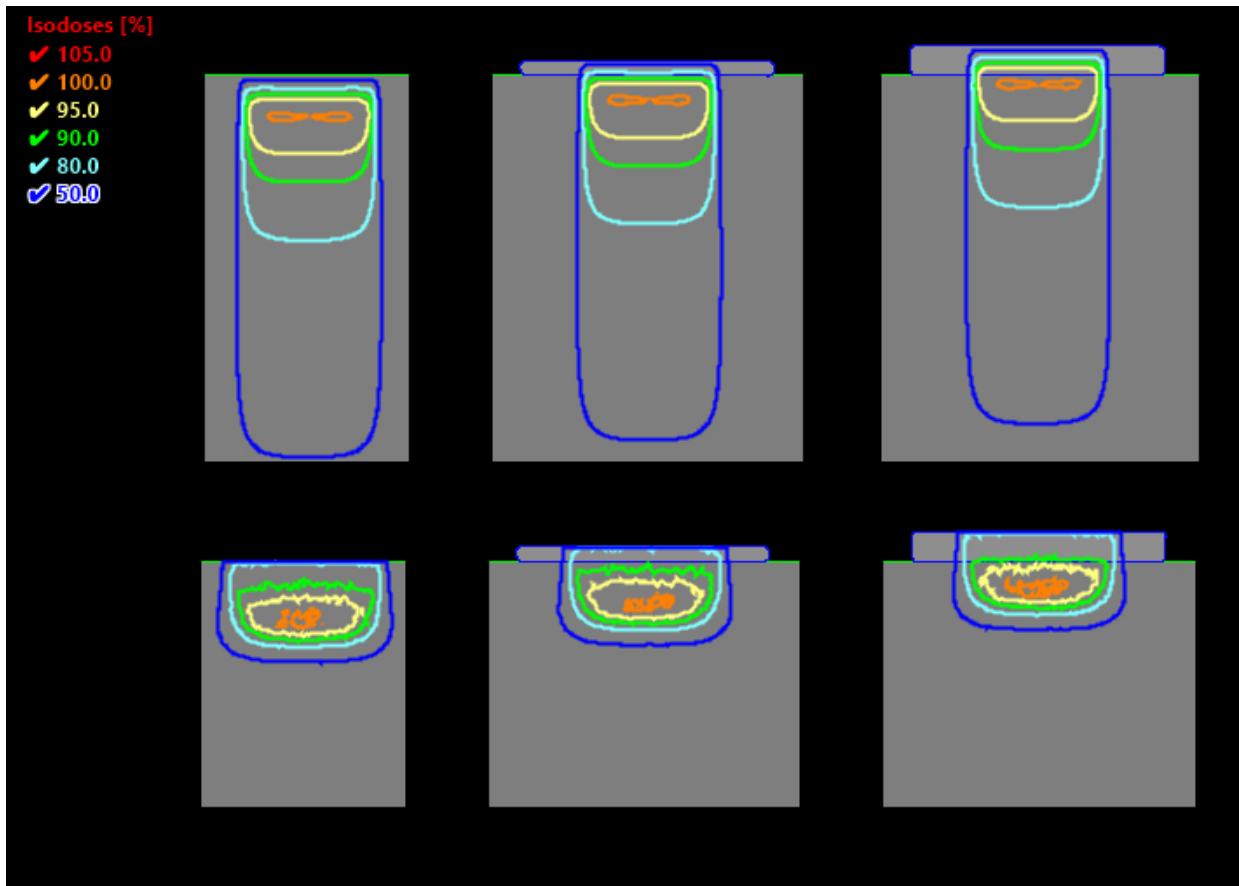


Figura 12: Imagem das distribuições de dose calculadas com AAA para fótons **(a)** AAA sem bólus, **(b)** AAA + bólus 5mm, **(c)** AAA + bólus 10mm, e calculadas com Monte Carlo para elétrons **(d)** 9 MeV sem bólus, **(e)** 9 MeV + bólus 5mm e **(f)** 9 MeV + bólus 10mm.

6 - Resultados e Discussão

6.1 - Escolha do material

Os métodos de impressão 3D determinam a velocidade e a precisão da impressão do bólus, enquanto os materiais usados influenciam suas propriedades, como aderência, biocompatibilidade e flexibilidade [3]. Entre os artigos avaliados, os materiais mais usados para impressão 3D de bólus são plásticos de alta densidade como o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) [11,12,13,14], polímeros biodegradáveis como o PLA (Ácido Polilático) [8,9,13,14,15,16], resinas acrílicas fotoendurecíveis [17] e materiais flexíveis, como silicone, fibras de elastano e o TPU (Poliuretano Termoplástico) [18]. As vantagens e desvantagens de cada um desses materiais estão listadas na **Tabela 3**.

Tabela 3 – Vantagens e desvantagens dos principais materiais usados para impressão 3D

Material	Vantagens	Desvantagens
ABS	Boa resistência ao calor, impacto e desgaste, barato, bom acabamento nas peças	Não biodegradável, emissão de vapores tóxicos, peça pode deformar / encolher após impressão
PLA	Biodegradável, barato, fácil de imprimir, quase não encolhe pós impressão, longa vida útil	Baixa resistência ao calor, pode vazar do bico, requer resfriamento, filamento sensível a umidade
Resinas	Maior qualidade de impressão alta rigidez, baixa suscetibilidade à expansão	Maior tempo de impressão, baixa flexibilidade, requer processo SLS,
TPU	Flexível, longa vida útil e boa resistência ao impacto	Difícil de imprimir, extremamente sensível a umidade

Adaptada de <<https://www.simplify3d.com/resources/materials-guide/properties-table/>> acesso em 08/10/23

Como a impressora Sethi3D S3 disponível para este projeto funciona por extrusão - tecnologia FDM, as resinas (trabalhadas com tecnologia SLS ou SLP) foram descartadas. O TPU também foi descartado porque, embora sua flexibilidade seja uma característica interessante para a fabricação de bólus, é difícil controlar variações repentinas na velocidade de impressão. O valor de temperatura deve ser escolhido de modo a garantir um fluxo de filamento a uma velocidade constante. Se a velocidade for alta, o TPU pode dobrar na entrada da extrusora, embolar o filamento e entupir o bico. Por outro lado, se velocidade for baixa, o filamento de TPU pode não derreter e aderir às camadas da peça, assim como qualquer outro material. Além disso, é um material mais caro, não sendo conveniente usá-lo para uma exploração inicial de prova de conceito.

O ABS apresenta vantagens como resistência ao calor, impacto e desgaste, além de ser barato para impressão. No entanto, ele não é biodegradável em função de ser um polímero de petróleo. Ele pode liberar vapores potencialmente tóxicos durante o processo de impressão e requer um ambiente bem ventilado ou com sistemas de filtragem de ar adequados para minimizar a exposição a esses vapores. Além disso, embora Lukowiak et. al. tenham classificado o ABS como biologicamente neutro e atóxico ^[15] através do contato com a pele, um bólus de ABS pode transferir resíduos para boca, narinas e olhos do paciente a depender da região onde será colocado.

O PLA, por sua vez é biocompatível e biodegradável, além de barato e fácil de imprimir. Sua densidade é 1,24 g/cm³ e sua densidade eletrônica relativa de 1.14 ^[9], próxima à da água (1). A impressão de PLA ainda tem a vantagem de quase não encolher durante o resfriamento, o que garante que a integridade geométrica seja mantida durante e após a impressão, aliada a longa vida útil das peças ^[17]. Devido a emissão de vapores tóxicos durante a impressão do ABS e a possibilidade de transferir resíduos tóxicos para o paciente, o PLA foi escolhido como material para impressão 3D de bólus personalizados neste trabalho.

6.2 - Escolha do software (fatiador) e parâmetros de impressão

A escolha do fatiador é um ponto fundamental para uma boa impressão. O ponto de partida foi configurar a impressora Sethi3D S3 nos dois fatiadores avaliados. Esse procedimento consiste em criar uma impressora 3D virtual com as especificações da impressora – **Tabela 1**. É neste ambiente virtual que se inserem os parâmetros de impressão (temperatura, velocidade, preenchimento). A interface dos fatiadores é mostrada na **Figura 13**.

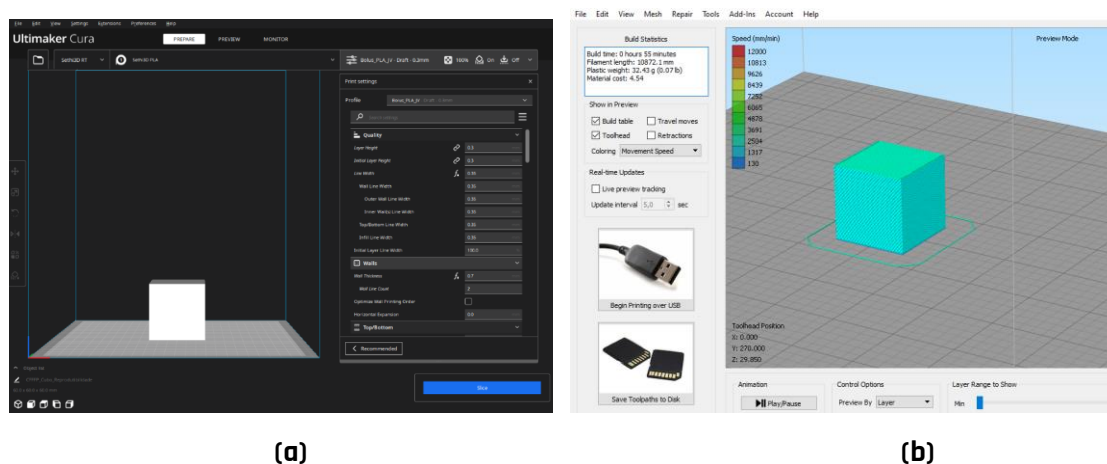


Figura 13: Interface dos fatiadores (a) *Ultimaker Cura*, v 5.1.1, (b) *Simplify 3D* v 4.1.2

Tanto o *Ultimaker Cura* v 5.1.1 quanto o *Simplify 3D* v 4.1.2 conseguem ler arquivos PLY gerados pelo *Export3D*, mas apenas o *Simplify 3D* consegue ler o STL gerado pelo script. Isso ocorre devido às ferramentas adicionais do *Simplify 3D* de correção de arquivos STL, que incluem problemas de segmentação como arestas não conectadas, triângulos duplicados ou deslocados. Para que o arquivo STL gerado pelo *Export3D* seja lido no *Ultimaker Cura* v 5.1.1 é preciso primeiro corrigi-lo, o que pode ser feito usando *softwares* específicos para a correção, como o MeshLab ^[22]. Além disso, para o mesmo arquivo e os mesmos parâmetros de impressão, o g-code de impressão gerado no *Simplify 3D* é executado de forma mais rápida se comparado ao g-code gerado pelo *Ultimaker Cura*. Por esse motivo optou-se por usar o *Simplify 3D*.

Os parâmetros usados para o fatiamento das peças foram disponibilizados pela fabricante (Sethi3D, Campinas, Brasil) e são apresentados na **Tabela 4**.

Tabela 4 - Valores dos parâmetros de impressão utilizados no *Simplify 3D*

Parâmetros de impressão			
Altura de camada	0,3 mm	Velocidade de impressão	70 mm/s
Altura da camada inicial	150 % (0.6 mm)	Velocidade dos eixos X e Y	6000 mm/min (100 mm/s)
Largura da Linha	0,48 mm	Velocidade do eixo Z	1002 mm/min (16,7 mm/s)
Largura da Linha inicial	100 %	Velocidade de impressão da camada inicial	60 %
Espessura da parede	0.6 mm	Velocidade de impressão do Brim/Skirt	70 mm/s
Número de Linhas	2	Distância de retração	1 mm
Número de camadas no ápice / base	4	Velocidade de Retração	40 mm/s
Densidade de preenchimento	100 %	Velocidade máxima da Ventoinha	100 %
Padrão do preenchimento	Retilinear	Tempo para ativar a ventoinha	12 s
Temperatura de impressão	200 °C	Velocidade inicial da Ventoinha	0 %
Temperatura de impressão da camada inicial	210 °C	Suporte	Sim
Temperatura da mesa	60 °C	Densidade do Suporte	10 %
Temperatura da mesa na primeira camada	65 °C	Ângulo de Overhang	45°

6.2.1 - Nivelamento

Uma vez que a técnica FDM fabrica a peça camada sobre camada, deve-se garantir que a primeira camada impressa seja depositada de maneira consistente em toda a sua extensão. Isso é feito através do nivelamento da mesa que visa garantir o alinhamento entre o bico e a base de impressão. A **Figura 14** mostra três situações de nivelamento:

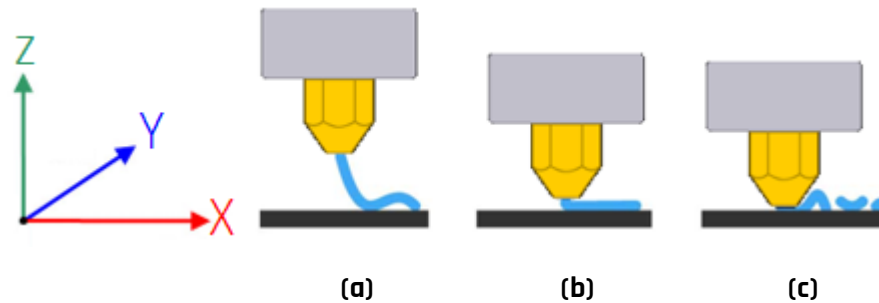


Figura 14: Ilustração de diferentes alturas entre bico e mesa: **(a)** Bico afastado gerando camadas desiguais **(b)** altura ideal, filamento depositado de forma homogênea e **(c)** bico muito próximo da mesa, deposição defeituosa.

A **Figura 14(a)** mostra um desnível entre bico e mesa por afastamento. Nesta situação, o filamento não é depositado de maneira uniforme gerando camadas desiguais e aderência inadequada à superfície. A **Figura 14(b)** mostra o nivelamento ideal, onde a camada depositada é uniforme e se adere bem à superfície. A **Figura 14(c)** mostra outra situação de desnivelamento, mas com bico muito próximo da mesa. Neste caso, a camada de filamento não sai de forma contínua o que afeta a integridade estrutural da peça. Para a impressora usada, o valor de Z para se obter uma camada ideal é 1.33 mm.

6.2.2 - Qualidade

Os parâmetros de qualidade influenciam no acabamento da peça e no tempo final de impressão. A altura de camada (*Layer Height*) é a espessura em milímetros de cada uma das camadas de PLA que são empilhadas durante a extrusão e influencia a taxa de fluxo de filamento através do bico. Como regra geral, os valores escolhidos devem ser pelo menos 20 % menores do que o diâmetro do bico. Essa escolha visa evitar delaminações (*Layer splitting*), isto é, o descolamento das camadas em função da não adesão entre duas camadas impressas ^[21].

A altura da camada inicial (*Initial Layer Height*) foi configurada em 0.6 mm, o dobro do valor da altura das demais camadas. Isso visa incorporar pequenas partículas que podem estar depositadas na mesa, e podem perturbar a estabilidade estrutural da peça ^[24]. Para a largura das linhas (*Line Width*) foi escolhido o valor de 0.48 mm de modo a não gerar subextrusão. Valores altos de largura de linha, maiores que 150 % do diâmetro do bico (0.60 mm) fazem a impressora aumentar a pressão, purgando material suficiente para alcançar o valor de largura. Em algum momento, a contrapressão será tão grande que o PLA não vai conseguir se espalhar lateralmente para formar a largura da linha, gerando gaps de ar. Valores abaixo de 60 % da largura do bico (0.24 mm) também levam a subextrusão porque o material não vai fluir de maneira rápida o suficiente através do bico, de modo que a tensão superficial do material forme bolhas de PLA. ^[21].

6.2.3 - Preenchimento

Em peças 3D comuns, o preenchimento (*infill*) é ajustado para obter peças com certa estabilidade estrutural e bom acabamento na superfície, otimizando tempo de impressão e quantidade de material. Um valor comumente utilizado é de 40 % de preenchimento, isso significa que 40 % do volume interno da peça é preenchido de material sendo o restante (60 %) gaps de ar entre as camadas.

Para alcançar o efeito bólus, a peça impressa em 3D deve ser totalmente sólida, com a menor quantidade possível de gaps de ar. Como mostrado por Van der Walt et. al., peças de PLA com preenchimentos de 95 % a 100 % tem valores de densidade eletrônica relativa próximos ao de tecidos moles ^[9]. Optou-se então pelo preenchimento de 100 % com padrão retilinear (*rectilinear*), também usado por Van der Walt et. al. ^[9].

6.2.4 - Temperatura

O PLA contém diferentes combinações de aditivos dependendo do fabricante, o que leva a variações na temperatura de impressão. Escolher a temperatura errada poderá causar diversos problemas na qualidade da impressão, incluindo gotejamento de filamento (*oozing*) ^[21], formação de fios (*stringing*) ou subextrusão. Temperaturas muito elevadas podem, inclusive, carbonizar o

PLA, entupir o bico da extrusora e danificar seus componentes internos, especialmente o núcleo de teflon.

Para o PLA usado (Sethi3D, Campinas, Brasil) a faixa de temperaturas de impressão varia de 190 °C a 230 °C. Dentro dessa faixa, a temperatura utilizada para a primeira camada foi 210 °C, sugerida no perfil do PLA fornecido pela fabricante. Um ponto importante para uma boa impressão é aguardar a estabilidade térmica dos componentes. A taxa de aquecimento média de $(2 \pm 1)^{\circ}\text{C}$ foi obtida para 30 impressões, anotando o tempo necessário para que o cartucho aquecedor do *HotEnd* eleve a temperatura do bico da extrusora de 21°C até 210°C. Durante esse aquecimento os componentes internos da extrusora e o próprio PLA irão expandir, mas por se tratarem de materiais diferentes, as taxas de dilatação serão distintas. No geral, o PLA demora mais tempo para dilatar que os componentes do *HotEnd*. Para que isso não perturbe o fluxo da impressão, é uma boa prática purgar uma certa quantidade de PLA por um tempo antes da impressão, para que o PLA entre em equilíbrio térmico com os demais componentes do *HotEnd*. Não executar a purga inicial antes da impressão pode resultar em peças defeituosas, como mostrado na **Figura 15**.

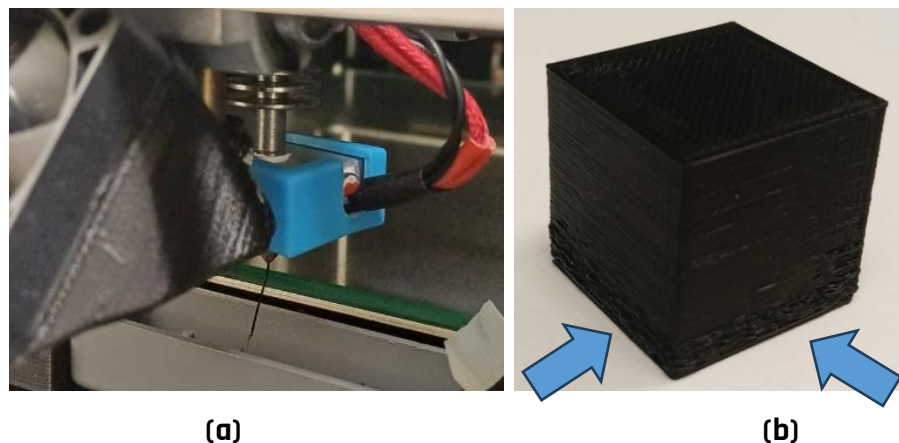


Figura 15: (a) Foto da purga inicial de PLA, antes da impressão iniciar, (b) Foto de uma peça em que a expansão do PLA ocorreu durante as primeiras camadas, perturbando o fluxo e impedindo a correta adesão das camadas.

Vale ressaltar que esta purga foi incorporada no G-Code executado no começo de cada impressão. Inicialmente, a impressora faz um auto nivelamento nos quatro cantos da mesa. Em seguida o cabeçote se move para frente e purga 50 mm de filamento a uma velocidade de 25 mm / min. Após limpar o excesso de filamento na ponta do bico, a impressão inicia.

A temperatura da mesa aquecida foi configurada para 65 °C, um valor maior que a temperatura de transição vítrea do PLA segundo Sodegaard ^[22]. A temperatura de transição vítrea é temperatura que o PLA deixa de ser sólido e passa para o estado viscoso e vice-versa. O valor da temperatura de transição vítrea do PLA é o menor entre os materiais disponíveis para impressão, o que tira a necessidade de uma mesa aquecida ^[21]. Aquecer a mesa na temperatura de transição vítrea ajuda o material a solidificar de maneira lenta, sem que o choque térmico prejudique a integridade mecânica da peça e melhorando a adesão da primeira camada. Para o PLA HT utilizado, a temperatura de 60°C não era suficiente para manter uma boa adesão na mesa, causando empenamento (*warping*). Dessa forma, a temperatura testada e escolhida foi de 65°C. Para aumentar a adesão da peça na mesa, também foi usado spray adesivo na base de impressão.

6.2.5 - Velocidade de retração

Como o filamento de PLA flui de forma mais fácil que os demais filamentos, ele tem a tendência de continuar fluindo ao longo do percurso da extrusora. Esse vazamento residual pode ser contornado realizando uma retração de filamento, isto é, o movimento do filamento para dentro do bico. A retração é causada por uma pressão negativa na câmara interna do bico, devido ao movimento da engrenagem alimentadora (*feeder*). Esse movimento pode ser controlado ajustando parâmetros como distância de retração e velocidade de retração.

A distância de retração foi configurada em 1 mm (a cada retração, 1 mm de filamento é puxado para dentro do bico). A velocidade de retração foi testada e o melhor valor foi definido como 2400 mm/min (40 mm/s). Valores mais baixos para velocidade de retração fazem o filamento ficar mais tempo dentro do bico, podendo se aquecer acima da temperatura definida. Se a velocidade de retração for muito alta, por outro lado, a força exercida pelo alimentador será tão alta que a engrenagem de alimentação poderá triturar o filamento. Em ambos os casos haverá falhas na peça.

6.2.6 - Resfriamento e configuração do suporte

Diferente da temperatura da mesa, o resfriamento é fundamental para a impressão com PLA. Para que a peça impressa tenha uma boa qualidade, o PLA recém-extrudado precisa solidificar, esfriando abaixo da temperatura de transição vítrea, em torno de 60°C ^[22], antes de imprimir a próxima camada sobre ele. Esse resfriamento brusco pode ser obtido ligando a ventoinha em velocidades próximas de 100 %. Essa velocidade, porém, não é indicada para as primeiras camadas de impressão, onde o resfriamento mais lento permite que o PLA se espalhe mais pela placa e melhore a adesão na mesa. Dessa forma, a ventoinha liga a partir da segunda camada a uma velocidade de inicial de 100 %.

O resfriamento do PLA é ainda mais importante em casos de peças com relevos complexos com muitas saliências (*overhang*), necessitando de suporte. O suporte é uma estrutura auxiliar que visa sustentar a peça durante a impressão e precisa solidificar rápido para que a camada superior seja impressa sobre ele. O suporte foi configurado para um *overhang* de 45°, com preenchimento de 30 %.

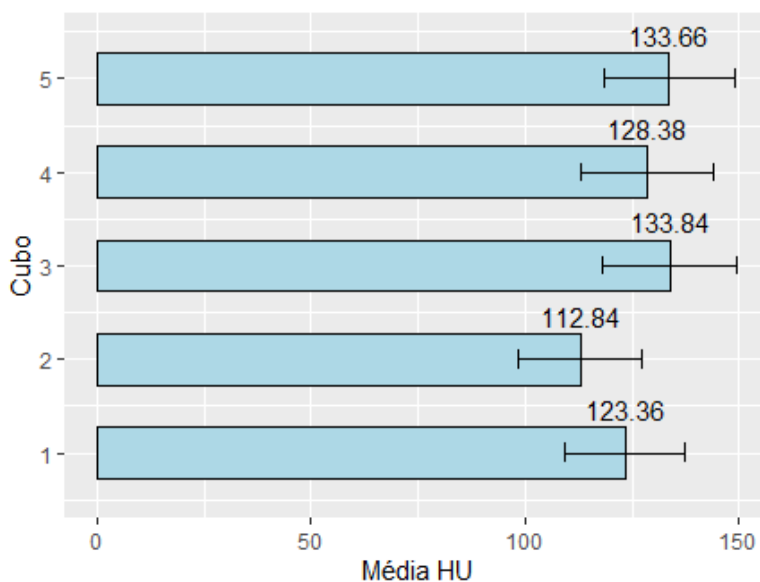
6.3 - Avaliação do número de Hounsfield

Cubos de 30 mm × 30 mm × 30 mm foram impressos em dias consecutivos e escaneados com tomógrafo. Para a avaliação foi usada uma ROI circular de 6,57 mm de diâmetro, criada em 5 posições diferentes no corte central, como mostrado na **Figura 16(a)**.

Os valores da média das médias de HU e desvio padrão para cada cubo são mostrados no gráfico da **Figura 16(b)**. O valor médio para cada cubo está consistente dentro de um desvio padrão de 15 HU. Esse resultado sugere que a impressora consegue reproduzir o padrão desejado em dias diferentes. O padrão é obtido através do perfil de impressão, que se mostrou capaz de gerar um bólus preenchido em diferentes impressões. A média das médias para os 5 cubos foi calculada como (126 ± 15) HU, valor próximo do HU para tecidos moles.



(a)



(b)

Figura 16: (a) Foto da tomografia de um cubo, mostrando as 5 ROIs usadas para avaliar a média de HU; (b) Gráfico da média dos valores das ROIs no cubo central obtido para cada cubo. O HU médio aparece acima das barras, junto com a barra de erro.

6.4 – Medida da curva de porcentagem de dose em profundidade (PDP)

Os gráficos de PDP para cada um dos setups são apresentados nas **Figura 17 – 19**. A medida de PDP foi realizada com o diodo na superfície da água para minimizar a camada de ar entre o bôlus e a água. Em função disso, os pontos foram obtidos a partir do ponto efetivo de medida do detector ($1,2 \pm 0,2$) mm. Esse setup acabou resultando em um deslocamento na profundidade dos pontos medidos em 1,2 mm. O resultado da adição de PLA acima do diodo mostra um deslocamento das curvas para a superfície, diminuindo a região de *build-up* para os três feixes avaliados.

A curva de Fótons 6 MV (**Figura 17**) inicia em 42,1 % de dose na profundidade de 1,2 mm e atinge o máximo em 1,52 cm. Com a adição de bôlus de espessura de 5 mm a dose no ponto inicial sobe para 91,8 % e alcança o máximo na profundidade de 9,2 mm. Para o bôlus de 10 mm o valor de dose na superfície é de 99,9 % e o máximo ocorre na profundidade de 3,2 mm. Esse resultado mostra que o PLA é capaz de superficializar a dose.

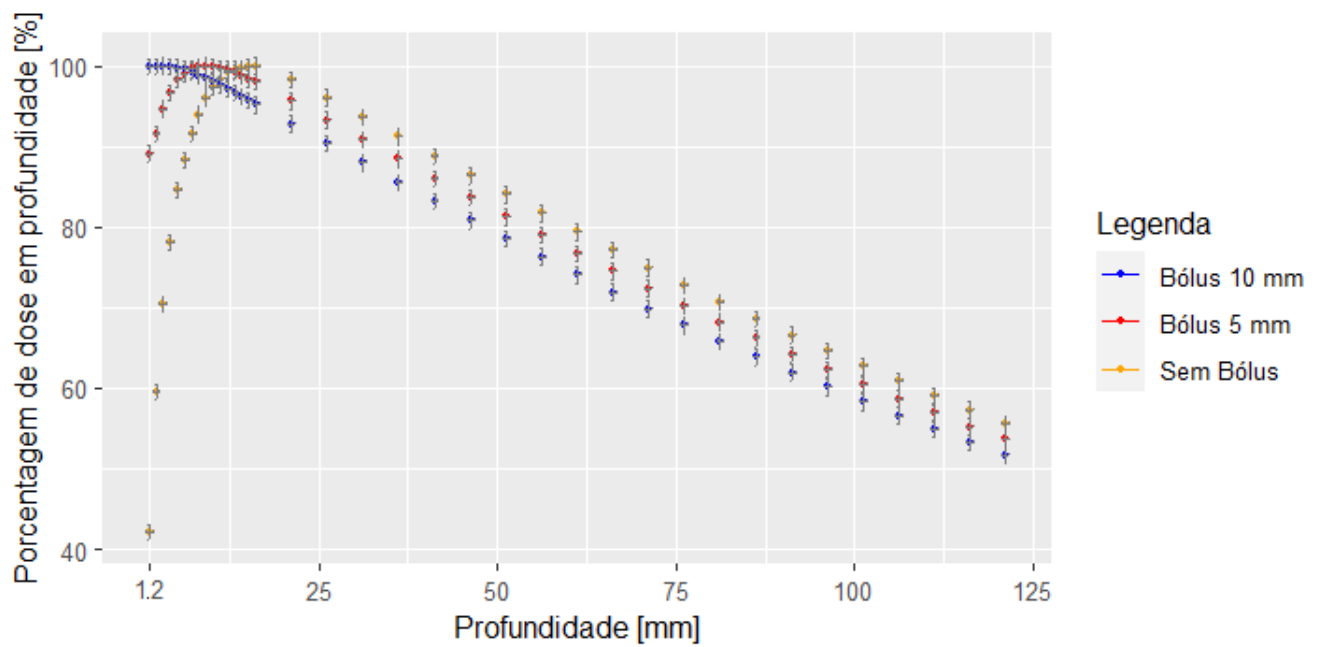


Figura 17: Gráfico de percentagem de dose em profundidade na água para feixe de fótons de 6 MV, comparando as curvas obtidas sem bólus, com bólus de 5 mm e com bólus de 10 mm. A barra de erro vertical é o desvio padrão das 3 medidas de dose e a barra de erro horizontal é a incerteza no elevador.

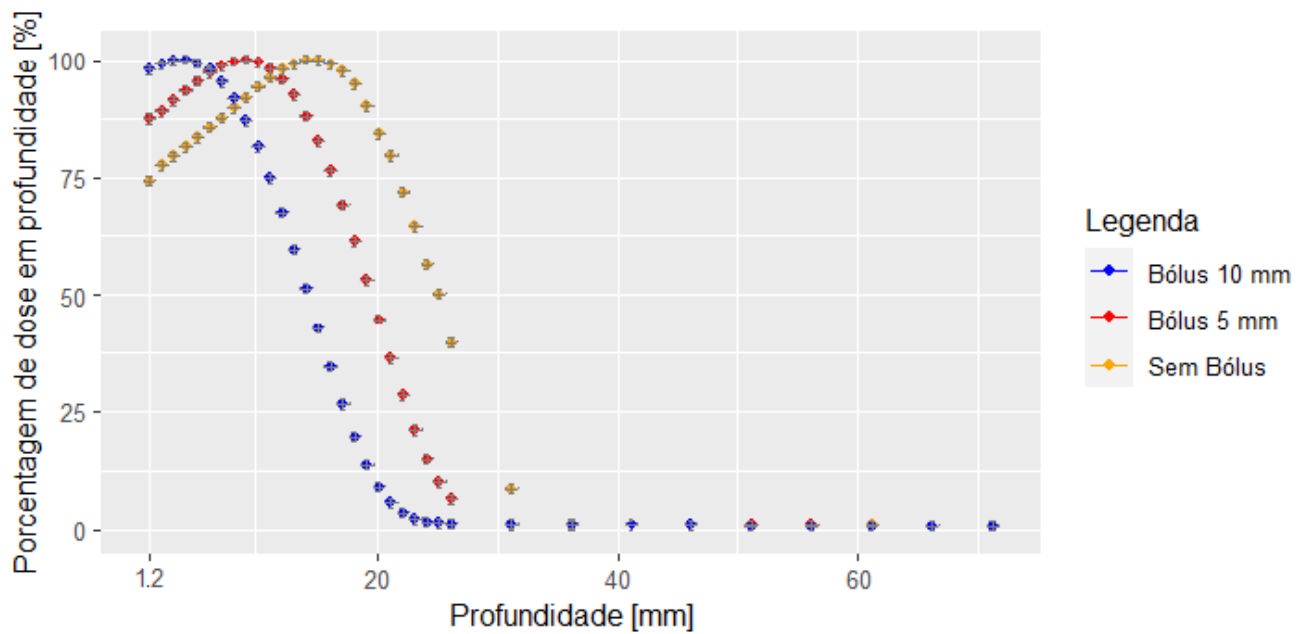


Figura 18: Gráfico de percentagem de dose em profundidade na água para feixe de elétrons de 6 MeV, comparando as curvas obtidas sem bólus, com bólus de 5 mm e com bólus de 10 mm. A barra de erro vertical é o desvio padrão das 3 medidas de dose e a barra de erro horizontal é a incerteza no elevador.

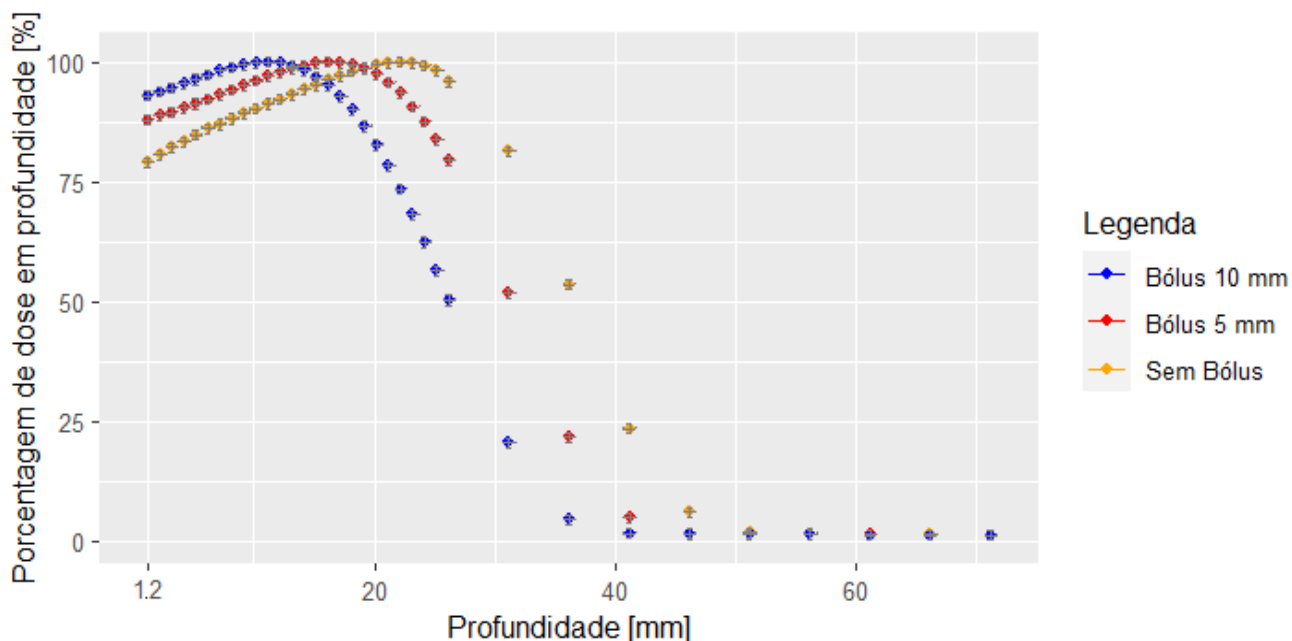


Figura 19: Gráfico de percentagem de dose em profundidade na água para feixe de elétrons de 9 MeV, comparando as curvas obtidas sem bólus, com bólus de 5 mm e com bólus de 10 mm. A barra de erro vertical é o desvio padrão das 3 medidas de dose e a barra de erro horizontal é a incerteza no elevador.

Para os casos de elétrons, a dose na superfície é mais alta em relação a de fótons: 74,2 % para o feixe de 6 MeV e 79,2 % para o feixe de 9 MeV. O máximo para o feixe de 6 MeV ocorreu em 13 mm, sem bólus. Com bólus de 5 mm a dose em 1,2 mm foi para 87,4 % e o máximo ocorreu na profundidade de 9,2 mm. Esse efeito foi ainda mais pronunciado com o bólus de 10 mm: a dose em 1,2 mm foi para 98,3 % com a dose máxima ocorrendo na profundidade de 4,2 mm.

O feixe de 9 MeV teve seu máximo de dose em 21,2 mm de profundidade, sem bólus. Com a adição de bólus de 5 mm a dose em 1,2 mm foi 88 % e o máximo ocorreu na profundidade de 15 mm. Para o bólus de 10 mm, a dose em 1,2 mm foi para 93,1 % e a profundidade de máximo para 11,2 mm. Em ambos os casos de elétrons, os bólus de PLA se mostraram eficazes em superficializar a dose.

6.5 - Validação do processo

As medidas de PDP foram plotadas juntamente com as medidas dos cálculos realizados no Eclipse e são mostradas nas **Figuras 20 - 23**.

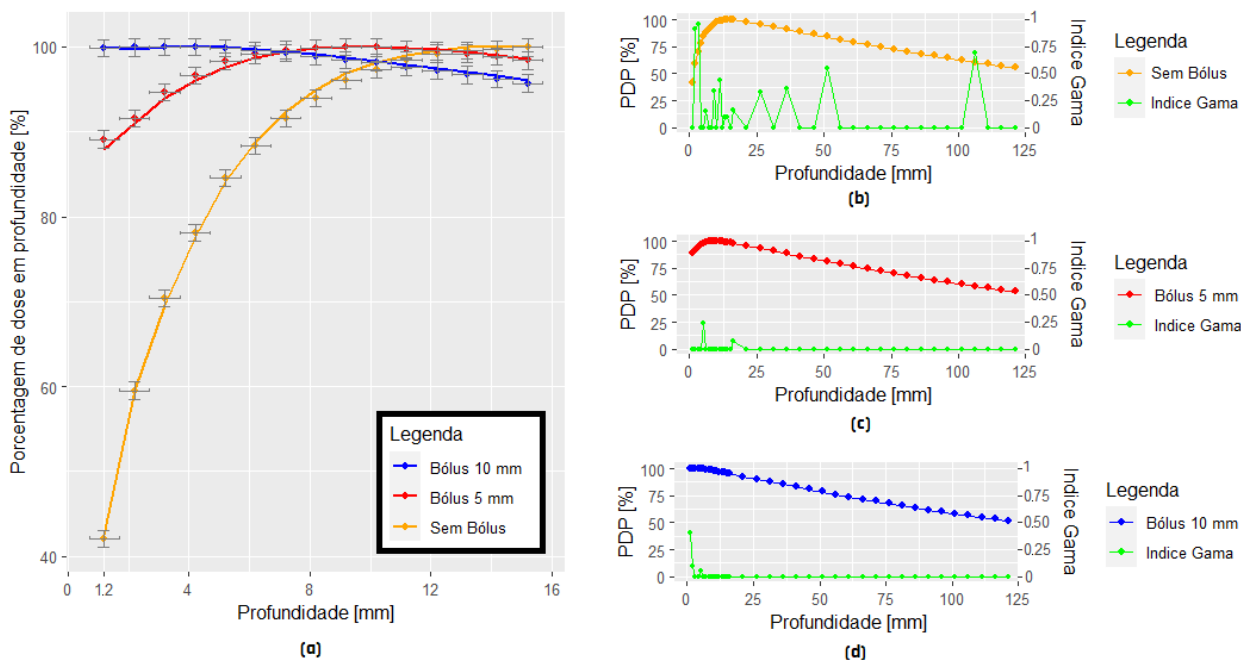


Figura 20: Gráficos de PDP para feixe de fótons de 6MV. As medidas são representadas por pontos, a linha cheia é o cálculo realizado pelo AAA: **(a)** detalhe dos pontos iniciais, a barra de erro vertical é o desvio padrão das 3 medidas, a barra de erro horizontal é a incerteza no elevador **(b)** gráfico para o setup sem bólus, **(c)** gráfico para o setup com bólus de 5 mm e **(d)** gráfico para o setup com bólus de 10 mm e respectivos pontos do índice gama (critério 2 % / 1 mm).

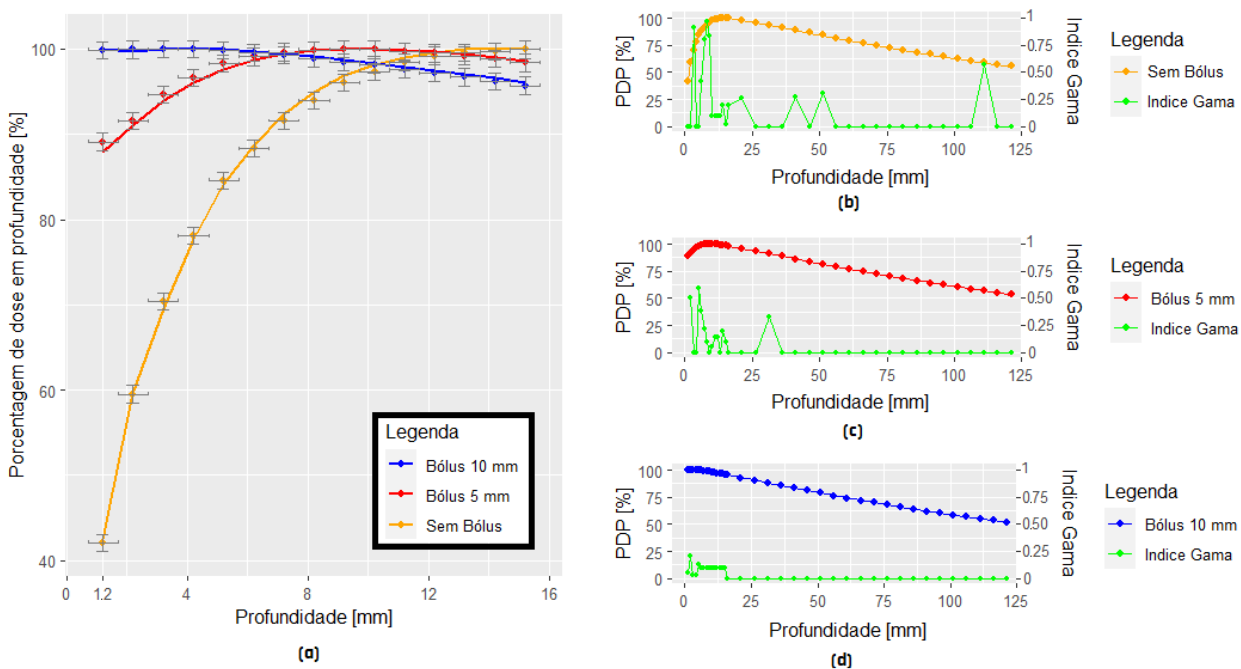


Figura 21: Gráficos de PDP para feixe de fótons de 6MV. As medidas são representadas por pontos, a linha cheia é o cálculo realizado pelo Acuros XB: **(a)** detalhe dos pontos iniciais, a barra de erro vertical é o desvio padrão das 3 medidas, a barra de erro horizontal é a incerteza no elevador **(b)** gráfico para o setup sem bólus, **(c)** gráfico para o setup com bólus de 5 mm e **(d)** gráfico para o setup com bólus de 10 mm e respectivos pontos do índice gama (critério 2 % / 1 mm).

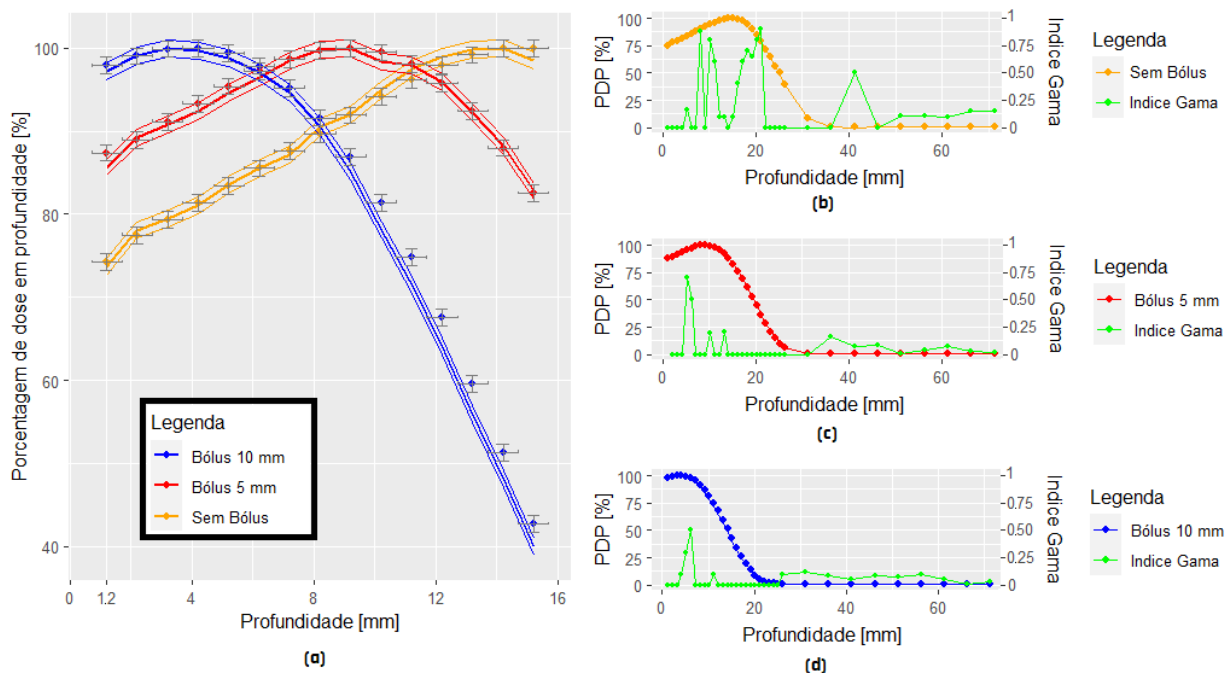


Figura 22: Gráficos de PDP para feixe de elétrons de 6 MeV. As medidas são representadas por pontos, a linha cheia é o cálculo realizado pelo ECB: **(a)** detalhe dos pontos iniciais com a incerteza de Monte Carlo (1%), barra de erro vertical (desvio padrão das 3 medidas) e barra de erro horizontal (incerteza do elevador) **(b)** gráfico para o setup sem bólus, **(c)** gráfico para o setup com bólus de 5 mm e **(d)** gráfico para o setup com bólus de 10 mm e respectivos pontos do índice gama (critério 3 % / 1 mm).

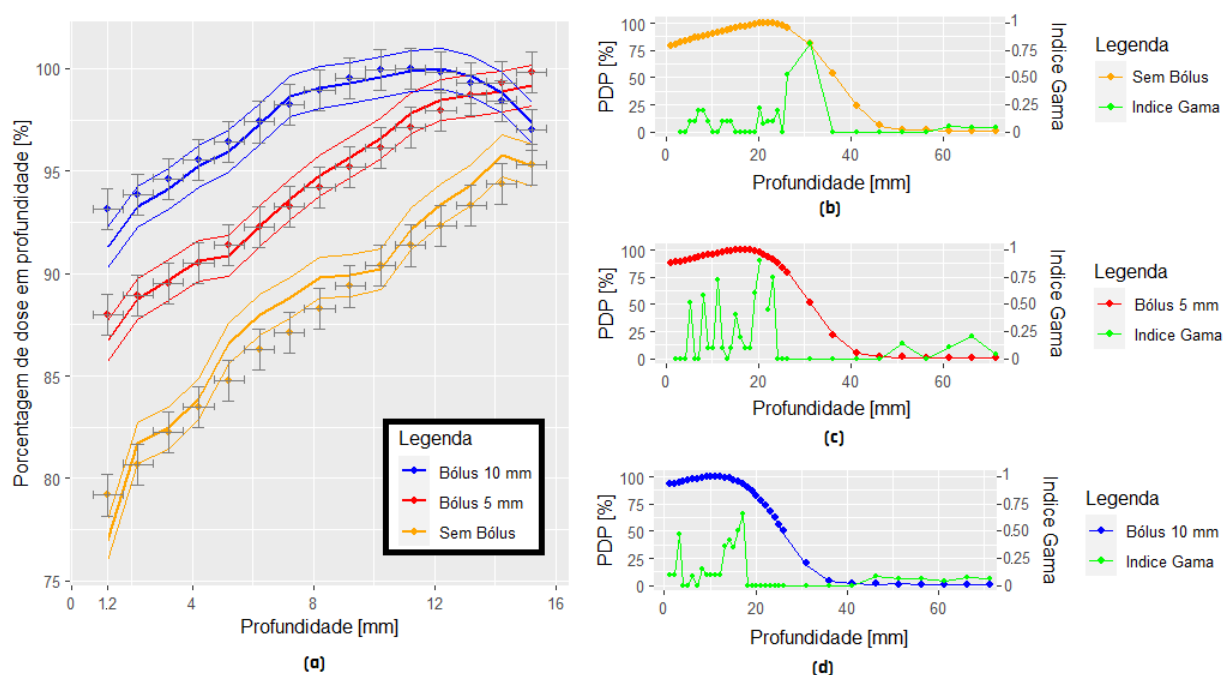


Figura 22: Gráficos de PDP para feixe de elétrons de 9 MeV. As medidas são representadas por pontos, a linha cheia é o cálculo realizado pelo ECB: **(a)** detalhe dos pontos iniciais com a incerteza de Monte Carlo (1%), barra de erro vertical (desvio padrão das 3 medidas) e barra de erro horizontal (incerteza do elevador) **(b)** gráfico para o setup sem bólus, **(c)** gráfico para o setup com bólus de 5 mm e **(d)** gráfico para o setup com bólus de 10 mm e respectivos pontos do índice gama (critério 3 % / 1 mm).

Os pontos calculados também foram deslocados em 1,2 mm, devido a condição de medida na superfície da água. Além deste deslocamento, foi preciso deslocar mais 5 e 10 mm para as configurações com bólus, uma vez que a PDP medida foi na água.

Para o feixe de fótons as medidas tiveram boa concordância com as curvas calculadas no Eclipse para ambos os algoritmos – **Figuras 20(a) e 21(a)**. Os gráficos individuais para os setups sem bólus, com bólus de 5mm e bólus de 10 mm são mostrados nas figuras **Figura 20(b - d)** para o cálculo com AAA e **Figura 21(b - d)** para o cálculo com o Acuros XB. Foram testados dois critérios de função gama, que são apresentados na **Tabela 5** junto com as respectivas taxas de aprovação.

Tabela 5 – Taxa de aprovação dos pontos medidos x calculados usando diferentes critérios de dose e DTA para fótons

Critério Gama	Sem Bólus		Bólus 5 mm		Bólus 10 mm	
	AAA	AXB	AAA	AXB	AAA	AXB
1 % / 1 mm	100 %	100 %	100 %	97,3 %	100 %	100 %
2 % / 1 mm	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %

Os resultados da **Tabela 4** mostram que para o critério mais restrito de γ (1 % / 1 mm) a taxa de aprovação dos pontos foi satisfatória, sendo superior a 95 % para todos os algoritmos. O cálculo com AAA obteve taxa de aprovação de 100 % para todos os setups. Para o cálculo realizado com Acuros XB, a taxa de aprovação foi de 100 % para a comparação sem bólus e com bólus de 10 mm. O setup com bólus de 5 mm resultou em uma taxa de aprovação de 97,3 %. Usando o critério γ (2 % / 1 mm), 100 % dos pontos foram aprovados para ambos os algoritmos. Os dados sugerem que para o feixe de fótons, o HU de 126 medido na tomografia é adequado para que o cálculo realizado pelo TPS reproduza as medidas de PDP.

Para os feixes de elétrons notou-se uma diferença maior entre os pontos medidos e calculados, para ambas as espessuras de bólus – **Figuras 22(a) e 23(a)**. Foram testados três critérios de função gama, mostrados na **Tabela 6** junto com as respectivas taxas de aprovação. Usando o critério mais restrito de γ (1 % / 1 mm) a taxa de aprovação para os elétrons de 6 MeV é 100 % para o setup sem bólus e para o bólus de 10 mm e 97,1 % para o setup com bólus de 5mm. Os pontos reprovados estão em regiões de ruído gerado pelo cálculo e podem ser aprovados se

aplicado um *smooth* 2D no Monte Carlo. Trata-se de uma suavização local em regiões específicas. No entanto, a taxa de aprovação já é considerada razoável para aceitação, e usando o critério de γ (2 % / 1 mm), todos os setups são aprovados com taxa de 100 %. Para o feixe de 9 MeV a taxa de aprovação é de 94,3 % para o setup sem bólus e para o bólus de 5 mm e 100 % para o bólus de 10 mm. Usando o critério de γ (2 % / 1 mm) as taxas de aprovação superam 95% dos pontos comparados, sendo 97,1% para 9 MeV sem bólus e 100 % para as demais configurações. Aplicando o critério γ (3 % / 1 mm) a taxa de aprovação é de 100 % para todos os setups nas duas energias.

Tabela 6 - Taxa de aprovação dos pontos medidos x calculados usando diferentes critérios de dose e DTA para elétrons

Critério Gama	Sem Bólus		Bólus 5 mm		Bólus 10 mm	
	6 MeV	9 MeV	6 MeV	9 MeV	6 MeV	9 MeV
1 % / 1 mm	100 %	94,3 %	97,1 %	94,3 %	100 %	100 %
2 % / 1 mm	100 %	97,1 %	100 %	100 %	100 %	100 %
3 % / 1 mm	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %

6.6 - Controle de qualidade do processo

Um fluxo de controle de qualidade deve ser implementado para garantir a reprodutibilidade do processo. Para tal, foram propostas algumas peças de teste para assegurar que a impressão produza bólus adequados, bem como identificar se as características definidas para impressora estão se mantendo com o tempo, indicando ou não a necessidade de manutenção em seus componentes.

6.6.1 - Tendências de mal funcionamento da impressora

Impressão incompleta é o principal indicativo de mal funcionamento da impressora. Ao imprimir uma peça e a impressão não resultar em deposição, é possível que seja STL com problemas de *mesh*, bico entupido e/ou materiais carbonizados. O tutorial da Sethi3D para limpar um bico entupido sugere aquecer a extrusora na temperatura capaz de gerar fluidez (190 °C, para o PLA HT da Sethi3D usado). O aumento de temperatura de impressão liquefaz o PLA que se adere a partículas de sujeira e limpa o bico ao ser purgado. É possível aumentar um pouco mais a

temperatura, mas sempre abaixo do limite definido pela fabricante (230°C). Temperaturas muito elevadas podem carbonizar o PLA e o núcleo de teflon no interior do *HotEnd*, como mostrado na **Figura 25**. Nesta situação o *HotEnd* precisará ser limpo e trocado.

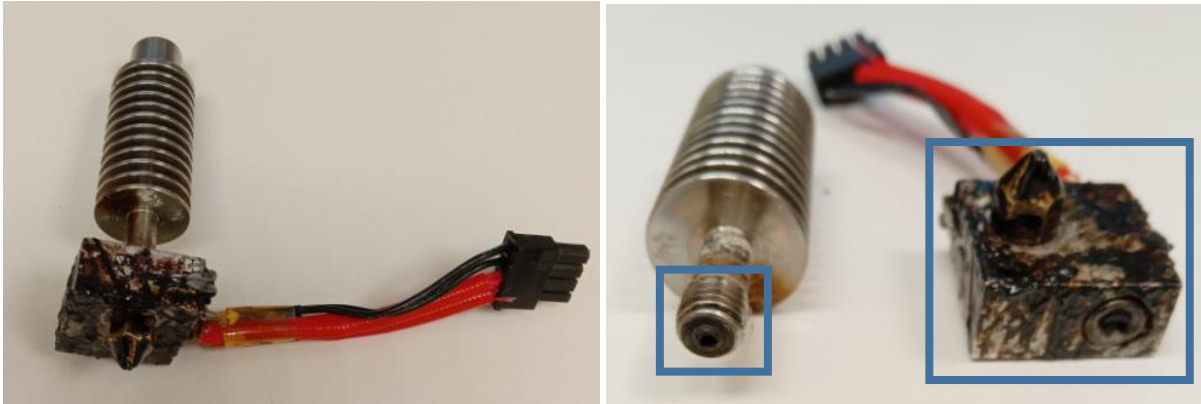


Figura 25: *HotEnd* danificado desmontado. Detalhe para o Núcleo de PTFE carbonizado e para o cartucho aquecedor e o bloco cobertos de PLA endurecido. A adesão de material ao bloco altera suas propriedades de condução de calor, o que pode causar instabilidade térmica. Para evitar esse vazamento de PLA e adesão no bloco do *HotEnd*, é fundamental garantir a vedação da rosca do bico.

Vale ressaltar que, embora trabalhe sob alto estresse mecânico e térmico, o *HotEnd* é uma peça bastante resistente. Se uma impressão estiver sendo interrompida, ele pode ser substituído e limpo. Os procedimentos de limpeza do *HotEnd* e demais componentes são descritos pela fabricante ^[26]. O ideal é ter mais de uma peça para fazer rodízio durante a limpeza. Recomenda-se que a cada impressão seja feita uma inspeção visual do aspecto do *HotEnd* para avaliar necessidade de limpeza. A substituição para a limpeza deve ocorrer a cada troca de rolo de PLA.

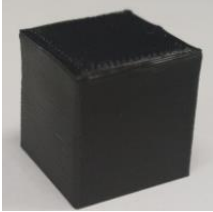

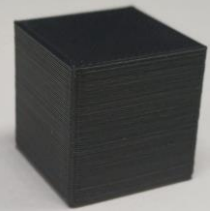


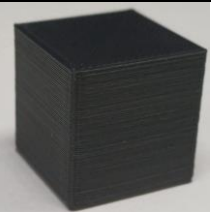
6.6.2 - Tendências de afastamento de perfil

Uma das principais tendências de afastamento do perfil de impressão é a temperatura e está diretamente relacionada com o bom funcionamento do *HotEnd*. Por ser o componente da impressora que mais trabalha sob estresse mecânico e térmico, o *HotEnd* pode variar seu comportamento com o tempo. Embora a temperatura sugerida para o PLA HT usado seja 210 °C, é possível que ajustes finos sejam necessários em função da variabilidade associada ao funcionamento do *HotEnd*.

Para avaliar eventuais ajustes finos de perfil, foi proposto um cubo de teste para impressão. Esse cubo, tem dimensões 20 cm × 20 cm × 20 cm e demora 18 minutos para o perfil

utilizado. Após a impressão, o cubo deverá ser avaliado conforme os critérios indicados na **Tabela 7**. As características avaliadas são as paredes e a primeira camada, classificadas em I (insatisfatório), R (regular) ou S (satisfatório). O perfil de impressão será considerado aceitável se pelo menos uma das características forem avaliadas com S e a outra não for classificada com I.

Tabela 7 – Critérios de avaliação qualitativa do cubo de teste

Característica / Critério	I	R	S
Base	Curvada	Levemente curvada	Lisa
Uma boa primeira camada deve ser reta, lisa e aderir bem à mesa. Pode ser necessário ajustar a temperatura da primeira camada, da mesa aquecida ou aplicar o spray adesivo na mesa.			
Paredes	Muitos gaps	Alguns gaps	Lisas
O ideal é não ter gaps nas faces do cubo, nem camadas tortas. Soluções incluem diminuir a altura de camada e/ou aumentar a temperatura de impressão. Usar como limite máximo de temperatura para o PLA HT Sethi: 230°C.			

Em caso de reprovação, os parâmetros do perfil de impressão devem ser ajustados para a impressão de um novo cubo e uma nova avaliação. Esse mesmo teste deverá ser feito toda vez após troca de filamento. Isso é importante porque, mesmo para filamentos da mesma fabricante (Sethi3D, Campinas, Brasil), há variação de temperatura entre lotes diferentes e para cores diferentes.

7 - Conclusões

O HU do PLA com preenchimento de 100% foi medido em (126 ± 15) HU, valor que se mostrou reprodutível na impressão de cubos em dias diferentes. Isso mostra que, embora a tecnologia FDM seja a técnica de manufatura aditiva mais simples, é possível gerar um perfil com preenchimento adequado para bólus de forma reprodutível.

A medida de PDP mostrou que a adição de PLA na superfície do *phantom* de água reduz a região de *build-up* para o feixe de fótons de 6 MV e elétrons de energias 6 e 9 MeV. Nos três casos, a PDP com bólus atinge o valor de máximo mais rapidamente, além de aumentar a dose na superfície. Isso mostra que o PLA é capaz de superficializar a dose e pode ser usado como bólus para radioterapia.

Para validação, foi realizada análise gamma das distribuições de dose medidas e calculadas no Eclipse, usando critério γ (2 % / 1 mm) para fótons e γ (3 % / 1 mm) para elétrons. Para o cálculo com ambos os algoritmos para o feixe de fótons a taxa de aprovação foi de 100 % resultado suficiente para implementação clínica. Usando o mesmo critério para elétrons, embora influenciados pelo ruído do cálculo por Monte Carlo, os resultados foram suficientes para aceitação. Dessa forma, o cálculo de dose realizado pelo TPS usando bolus virtual é capaz de reproduzir os dados medidos.

Para que o processo seja mantido reprodutível é necessário seguir um protocolo de controle de qualidade. Purgar uma quantidade de material antes de cada impressão é uma forma de limpar o bico e deixar o filamento homogêneo. Esse procedimento foi incorporado no g-code executado antes de cada impressão, de modo a automatizar o processo. Seguir o *check list* de avaliação do cubo de teste ajuda a garantir que o perfil de impressão obtido não se afaste do estabelecido. Além do controle do perfil é necessário assegurar que a impressora esteja em boas condições de operação. Monitorar o *HotEnd* após as impressões e trocá-lo sempre que um lote de PLA for substituído são práticas recomendadas.

8 - Aspectos Éticos

A órtese desenvolvida (bólus personalizado para radioterapia) não envolve material biológico, fármacos, medicamentos, nem seres humanos diretamente. O teste da órtese desenvolvida não envolve seu uso direto no paciente.

Entre os materiais disponíveis para impressão 3D que constam na literatura analisada, a escolha pelo PLA se baseou principalmente na sua atoxicidade, tanto para o paciente, quanto para o ambiente hospitalar durante a impressão do bólus. Dessa forma o presente estudo não traz riscos nem para os pacientes, nem para os trabalhadores do departamento.

É fundamental ressaltar que a escolha por um bólus personalizado se dá através de uma decisão conjunta entre o médico, o físico e o paciente, seguindo critérios técnicos e os princípios fundamentais da bioética (não maleficência, beneficência, autonomia e justiça).

9 - Previsão de recursos

No desenvolvimento do projeto foram utilizados uma impressora Sethi3D S3 (disponível no hospital), 2 rolos de filamento de PLA preto Sethi3D HT, 2 tubos de *spray* adesivo da marca Cliever, uma estufa eBOX para retirar a umidade do filamento, marca eSUN, modelo Lite e algumas peças de reposição (*HotEnd* novo, tubos de teflon e bicos de latão de 0.4 mm). Demais equipamentos e sistemas utilizados já haviam sido previamente adquiridos pelo departamento.

Tabela 8 - Orçamento

Descrição da despesa	Custo	Quantidade	Total
Impressora Sethi3D modelo S3	R\$ 8.238,89	1	R\$ 8.238,89
Bico de extrusora Sethi3D, Ø 0.4 mm	R\$ 27,78	5	R\$ 138,90
<i>Hotend</i> Sethi3D modelo S3	R\$ 247,30	2	R\$ 494,60
Estufa eBOX Lite (eSUN)	R\$ 271,30	1	R\$ 271,30
<i>Spray</i> adesivo <i>Cliever</i>	R\$ 29,70	2	R\$ 59,40
Filamento PLA HT Preto, 1.75 mm	R\$ 158,00	2	R\$ 316,00
Kit 3 Tubos de Teflon Capricorn para Sethi3D	R\$ 33,33	1	R\$ 33,33
TOTAL			R\$ 9552,42

10 - Cronograma

O estudo teve início em maio de 2023 e teve seu término em fevereiro de 2024. Alguns atrasos foram enfrentados em função da indisponibilidade de alguns materiais no estoque da fabricante (Empresa Sethi3D, Campinas, SP) e do prazo de entrega pelos correios (7 dias úteis).

Etapas	Mês / Ano									
	05/23	06/23	07/23	08/23	09/23	10/23	11/23	12/23	01/24	02/24
Definição do tema	✓									
Revisão bibliográfica		✓	✓							
Manutenção da impressora e testes			✓	✓	✓	✓	✓	✓		
Testes de reprodutibilidade do perfil de impressão							✓	✓	✓	
Impressão de um bólus de Nariz									✓	
Medidas de PDP									✓	
Redação do trabalho final e apresentação									✓	✓

11 - Possibilidades futuras

O estudo em questão abre algumas possibilidades de expansão de aplicações em radioterapia. É possível expandir o projeto avaliando outros processos de fabricação e/ou comparando os resultados do PLA com outros materiais, como resinas e filamentos flexíveis.

Para estudar a viabilidade da impressão usando materiais flexíveis como o TPU (Poliuretano Termoplástico), a impressora Sethi3D S3 usada neste projeto é suficiente. O TPU é um material mais difícil de imprimir, uma vez que, sendo flexível é difícil controlar variações repentinas na velocidade de impressão. Assim outro estudo semelhante ao deste projeto seria necessário para avaliar os melhores parâmetros de impressão, em especial a velocidade de impressão e a temperatura da extrusora. Esses parâmetros são os mais cruciais porque, para altas velocidades de impressão, o TPU pode dobrar na entrada da extrusora, embolar o filamento e entupir o bico. Da mesma forma, o valor de temperatura deve ser escolhido de modo a garantir um fluxo de filamento a uma velocidade constante.

Para o uso da resina seria necessário a aquisição de uma impressora de tecnologia de foto polimerização, usando métodos como SLA ou SLS. Impressoras que funcionam por foto polimerização têm como vantagens a rapidez e a alta resolução da peça impressa, às custas da limitação do tipo de material, além do preço mais elevado, mesmo entre as diferentes marcas disponíveis no mercado. Existem inclusive resinas flexíveis que podem ser usadas como alternativa ao TPU.

Além da expansão do projeto para bólus, a manufatura aditiva pode ser usada em outras aplicações no setor de radioterapia do Hospital Sírio-Libanês. Entre eles, podem ser prototipados pequenas peças de reposição, fantasmas para teleterapia ^[24,25] e acessórios de imobilização específicos ^[26]. Em braquiterapia a impressão 3D abre possibilidades para fabricação de aplicadores e templates específicos para pacientes, novos designs de aplicadores, adições a aplicadores e dispositivos de garantia de qualidade e dosimetria ^[27].

12 – Referências

- [1] – KHAN, Faiz M.; SPERDUTO, Paul W.; GIBBONS, John P. **Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology**. Lippincott Williams & Wilkins, 2021.
- [2] – WANG, Xiran et al. **The clinical application of 3D-printed boluses in superficial tumor radiotherapy**. *Frontiers in Oncology*, v. 11, p. 698773, 2021.
- [3] – LU, Ying et al. **3D printing polymer-based bolus used for radiotherapy**. *International Journal of Bioprinting*, v. 7, n. 4, 2021.
- [4] – PARK, So-Yeon et al. A patient-specific polylactic acid bolus made by a 3D printer for breast cancer radiation therapy. *PloS one*, v. 11, n. 12, p. e0168063, 2016.
- [5] – KUMAR, Hitendra; KIM, Keekyoung. Stereolithography 3D bioprinting. **3D Bioprinting: Principles and Protocols**, p. 93-108, 2020.
- [6] – BALTZ, Garrett C. et al. Development and validation of a 3D-printed bolus cap for total scalp irradiation. *Journal of applied clinical medical physics*, v. 20, n. 3, p. 89-96, 2019.
- [7] – MUNOZ, Luis et al. Investigation of elastomeric materials for bolus using stereolithography printing technology in radiotherapy. *Biomedical Physics & Engineering Express*, v. 6, n. 4, p. 045014, 2020.
- [8] – ALBANTOW, Christine et al. **Comparison of 3D printed nose bolus to traditional wax bolus for cost-effectiveness, volumetric accuracy and dosimetric effect**. *Journal of Medical Radiation Sciences*, v. 67, n. 1, p. 54-63, 2020.
- [9] – VAN DER WALT, Marchant; CRABTREE, Tim; ALBANTOW, Christine. **PLA as a suitable 3D printing thermoplastic for use in external beam radiotherapy**. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, v. 42, p. 1165-1176, 2019.
- [10] – KONG, Yuehong et al. **A dosimetric study on the use of 3D-printed customized boluses in photon therapy: A hydrogel and silica gel study**. *Journal of applied clinical medical physics*, v. 20, n. 1, p. 348-355, 2019.
- [11] – KHAN, Faiz M.; SPERDUTO, Paul W.; GIBBONS, John P. **Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology**. Lippincott Williams & Wilkins, 2021.
- [12] – CHIU, Tsuicheng et al. Three-dimensional printer-aided casting of soft, custom silicone boluses (SCSBs) for head and neck radiation therapy. **Practical radiation oncology**, v. 8, n. 3, p. e167-e174, 2018.
- [13] – KIM, Shin-Wook et al. A customized bolus produced using a 3-dimensional printer for radiotherapy. **PloS one**, v. 9, n. 10, p. e110746, 2014.
- [14] – LUKOWIAK, M. et al. Use of a 3D printer to create a bolus for patients undergoing tele-radiotherapy. **International Journal of Radiation Research**, v. 14, n. 4, p. 287, 2016.
- [15] RICOTTI, Rosalinda et al. Dosimetric characterization of 3D printed bolus at different infill percentage for external photon beam radiotherapy. **Physica Medica**, v. 39, p. 25-32, 2017.
- [16] – 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**, v. 121, n. 1, p. 148-153, 2016.

- [17] – 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**, v. 16, n. 3, p. 166-178, 2015.
- [18] – MALONE, Ciaran et al. Evaluation of the quality of fit of flexible bolus material created using 3D printing technology. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 23, n. 3, p. e13490, 2022.
- [19] – P. Cignoni, M. Callieri, M. Corsini, M. Dellepiane, F. Ganovelli, G. Ranzuglia **MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool** Sixth Eurographics Italian Chapter Conference, page 129-136, 2008
- [20] – ALMEIDA, Carlos Eduardo et al. Bases Físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT. **Rio de Janeiro: Centro de Estudos do Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes/UERJ**, 2012.
- [21] – *Simplify 3D*, Print Quality Troubleshoot, disponível em <<https://www.simplify3d.com/resources/print-quality-troubleshooting/>>, acesso em: 08 /10 / 23
- [22] – VILJANMAA, M.; SÖDERGÅRD, A.; TÖRMÄLÄ, P. Lactic acid-based polymers as hot melt adhesives for packaging applications. **International journal of adhesion and adhesives**, v. 22, n. 3, p. 219-226, 2002.
- [23] – Sethi3D, Procedimento de Manutenção, disponível em <<https://www.sethi.com.br/blog/procedimentos-de-manutencao/>>, acesso em: 14 /11 / 23
- [24] – BUSTILLO, John Paul; TUMLOS, Roy; REMOTO, Randal Zandro. Intensity modulated radiotherapy (IMRT) phantom fabrication using fused deposition modeling (FDM) 3D printing technique. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018: June 3-8, 2018, Prague, Czech Republic (Vol. 3). Singapore: Springer Singapore, 2018. p. 509-515.
- [25] – Ehler, E.D., Barney, B.M., et al. (2014). Patient specific 3D printed phantom for IMRT quality assurance. *Phys. Med. Biol.* 59, 5763-5773.
- [26] – ASFIA, Amirhossein et al. Multi-jet fusion for additive manufacturing of radiotherapy immobilization devices: Effects of color, thickness, and orientation on surface dose and tensile strength. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 23, n. 4, p. e13548, 2022.
- [27] – FAHIMIAN, Benjamin P. et al. 3D printing in brachytherapy: A systematic review of gynecological applications. **Brachytherapy**, 2023.

13 - Anexos

A1 - Guia para a Impressão do Bolus 3D

A1.1 - Pré-Impressão

Colocar o rolo de filamento dentro da Estufa eBOX Lite, juntamente com um pacote de sílica, conforme indica a **Figura A1**



Figura A1: Este passo deve ser executado apenas na troca do rolo de filamento. Caso já haja um rolo no interior da estufa, apenas ligue-a conforme indicado nos passos a seguir.

A estufa deve ser ligada um dia antes da impressão. Para o PLA o modo de temperatura deve ser o 1 e o tempo ajustado em 24 horas

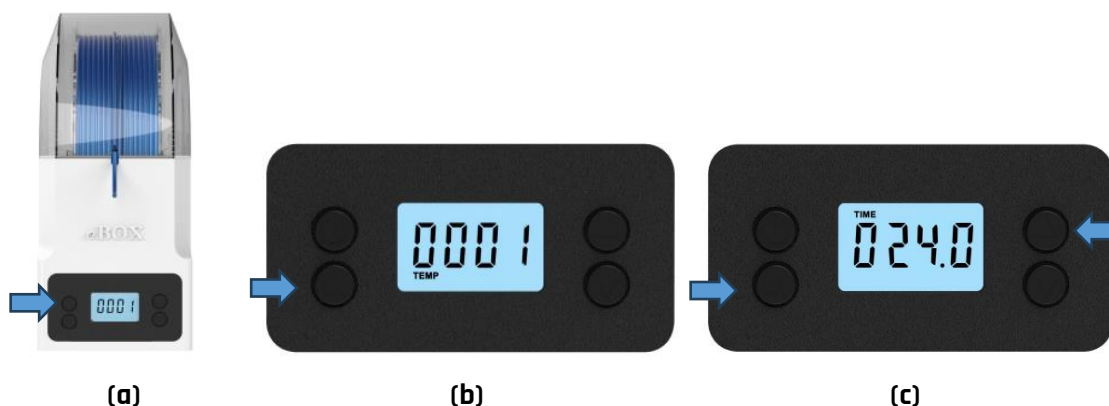
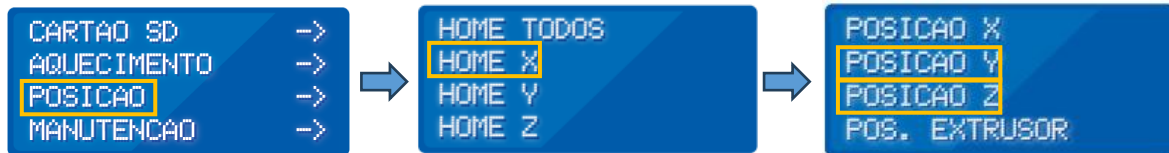


Figura A2: Sequência de passos para ligar a estufa: **(a)** botão para ligar; **(b)** botão para ajustar o modo, um click e ele vai para o modo de temperatura; **(c)** modo de tempo. O botão superior direito aumenta o valor no display e deve ser setado para 24 horas.

A1.1.1 - Limpar vidro da mesa aquecida

Limpar o vidro da mesa é adequado para retirar resquícios de PLA, de spray adesivo de outras impressões e demais impurezas. Isso é importante porque, se a peça for fabricada sobre alguma impureza, a primeira camada não ficará boa, podendo prejudicar a integridade estrutural do bólus.

- Primeiro é preciso afastar a extrusora da mesa aquecida



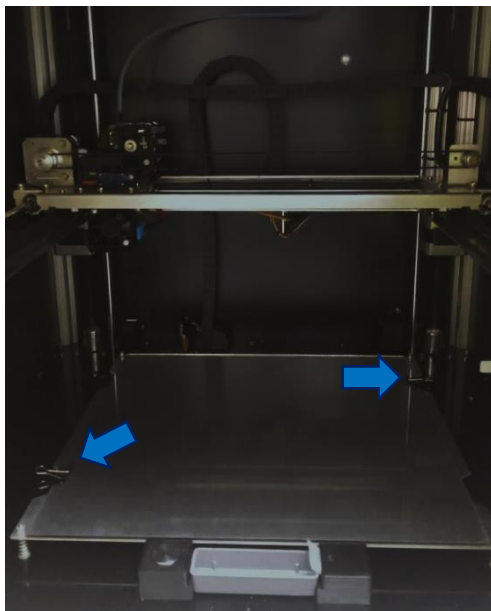
- Para facilitar, podemos colocar o eixo X na origem e depois os eixos Y e Z nos limites.

- A posição do eixo Z é a mais crítica, porque os steps do motor de passo são menores. É recomendado ajustar o valor da posição Z em 10 cm (100 mm) para a trocar do vidro.

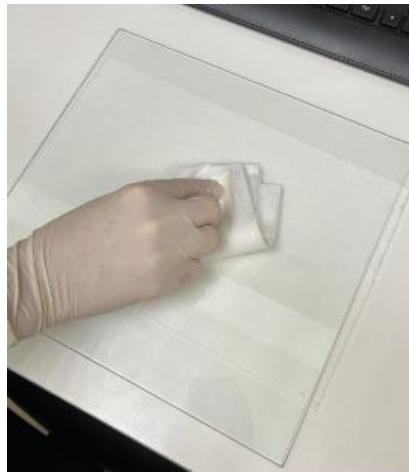
- Após colocar a extrusora na posição, desligar a impressora

- Colocar luvas para retirar o vidro. Isso evita sujar ainda mais o vidro com a oleosidade da pele

- Desprender as presilhas que seguram o vidro na mesa



- Retirar o vidro **COM CUIDADO** e colocá-lo sobre a bancada, preferencialmente sobre uma flanela macia, lençol ou uma cama de papel sobre a mesa



- Embeber uma flanela macia com álcool (preferencialmente, 100%).
- Realizar movimentos circulares na região central (geralmente, onde as peças são fabricadas)
- Usar álcool marca o vidro. Para remover as marcas, esfregar um papel molhado com água em movimentos circulares.
- Esfregar um papel seco em movimentos circulares para secar o excesso de água.
- Recomenda-se esperar cerca de 5 min para recolocar o vidro sobre a mesa da impressora

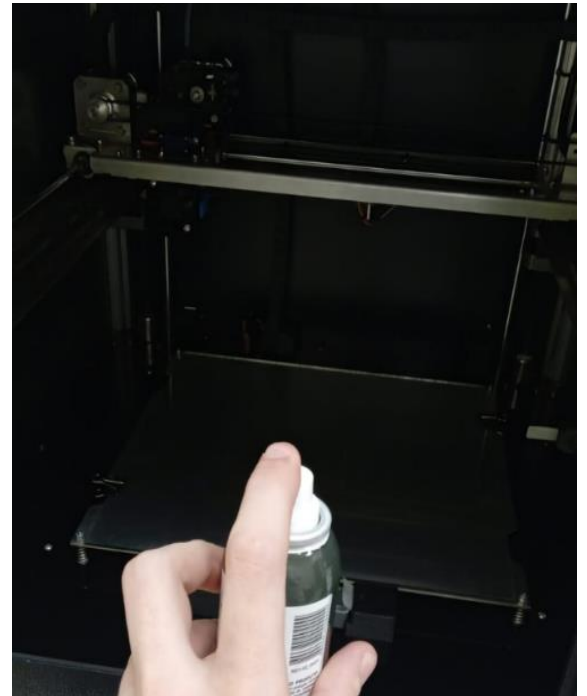
A1.1.2 - Espirrar Spray Adesivo

O Spray adesivo é fundamental para garantir uma boa aderência da peça na mesa.

- A vida útil da camada gerada pelo spray de 5 impressões. Após esse número, a camada de spray foi desgastada, o que pode comprometer a primeira camada.

Nesta situação, será necessário limpar o vidro da mesa, como descrito anteriormente na seção 3.

- Tubo de spray na vertical para a aplicação.
- De 2 a 3 borrifadas.
- Fechar a impressora imediatamente após a aplicação, por segurança, o spray é inflamável.
- Aguardar cerca de 5 min para que a camada de spray possa se espalhar pela área de impressão do vidro



A1.2 - Impressão

A impressão pode ser executada diretamente do cartão SD pelos comandos no LCD da impressora, ou através do cabo USB usando o *Repetier Host*.

A1.2.1 - LCD

- É recomendado imprimir um Cubo de teste antes da impressão do bólus, apenas para avaliar se a impressão seguirá sem muitos problemas. O arquivo chama "Cubo20.gcode" e demora 18 min. Esse passo, no entanto, não é obrigatório.



Ao executar a impressão de qualquer arquivo, a impressora realizará alguns passos.

- 1** - Primeiro ela irá verificar o nivelamento da mesa com a probe. Para isso o cabeçote será levado para as quatro extremidades da mesa e vai verificar a altura ao descer a probe na mesa.
- 2** - Após verificar o nivelamento, o cabeçote vai se mover até o expurgo e vai purgar uma pequena quantidade de material. Essa purga visa garantir que o PLA entre em equilíbrio térmico com os componentes do *HotEnd*, sem perturbação no fluxo de filamento.
- 3** - Após a limpeza do excesso de PLA no bico, a impressão da peça será iniciada.
- 4** - Após a conclusão da impressão, aguardar um tempo até a mesa resfriar (em torno de 35 °C) para retirar a peça.
- 5** - Após retirar a peça, executar o comando "Home Todos" antes de desligar a impressora

A1.2.2 - Repetier Host

É uma forma alternativa para situações onde o encoder da impressora quebrar, como mostrado abaixo:



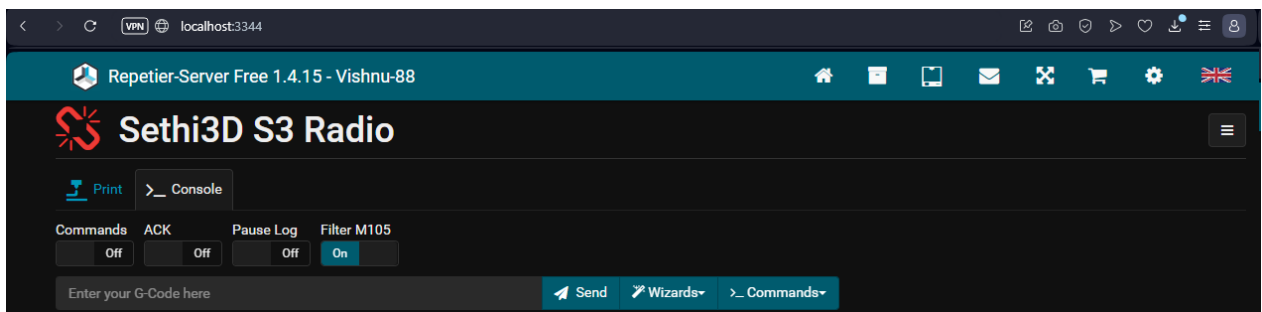
Imprimir pelo Repetier Host requer um computador local na sala da impressora, com o driver de comunicação USB instalado, cabo USB e acesso à internet.

Treinamento Repetier Host: <https://www.sethi.com.br/blog/treinamento/>

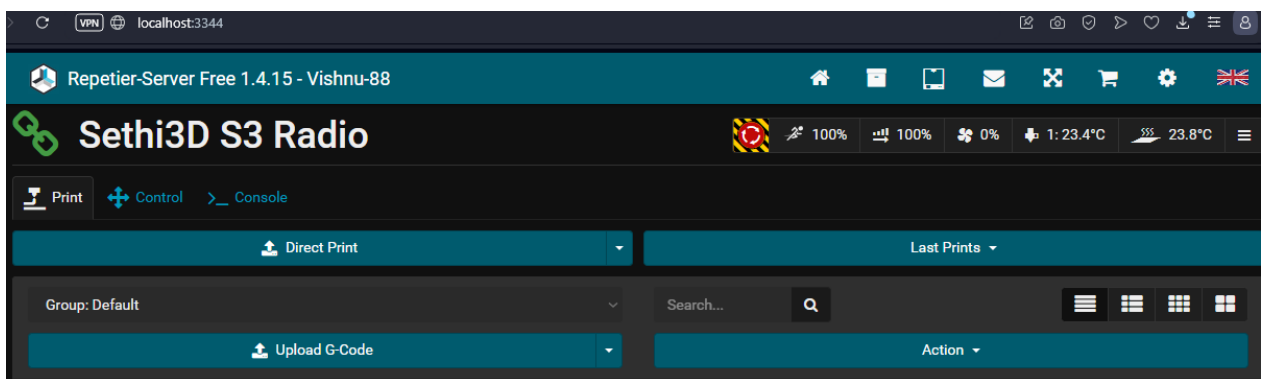
Acessar o localhost:3344

http://localhost:3344/?lang=en#/printer/Sethi3D_S3_Radio/console

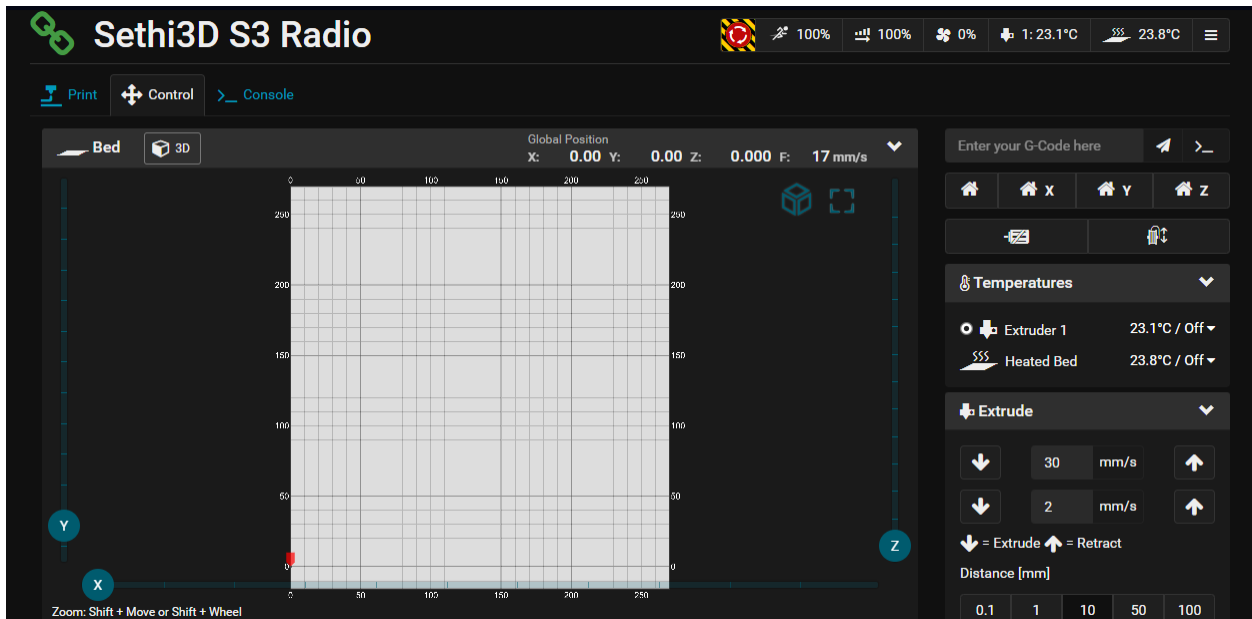
Se a impressora estiver desligada, o ícone ao lado do nome da impressora será mostrado em vermelho, indicando a não conexão da impressora com o servidor



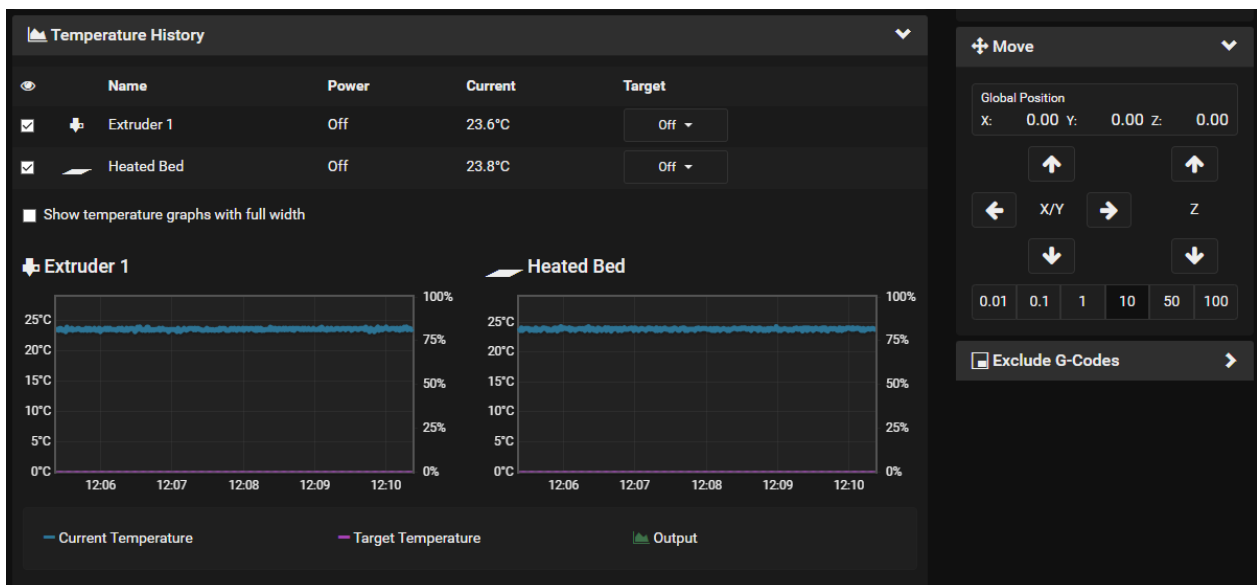
Para conectar é preciso ligar a impressora e conectar o cabo USB ao computador. A conexão é automática



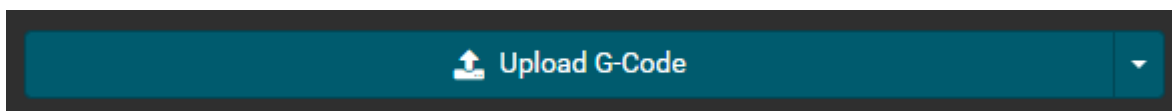
É possível alterar a temperatura da extrusora e da mesa, basta selecionar as opções e alterar os valores. Pode-se mover a engrenagem através das setas



Para mover os eixos (em passos de 0.01, 0.1, 1, 10, 50 e 100 mm) basta selecionar as setas



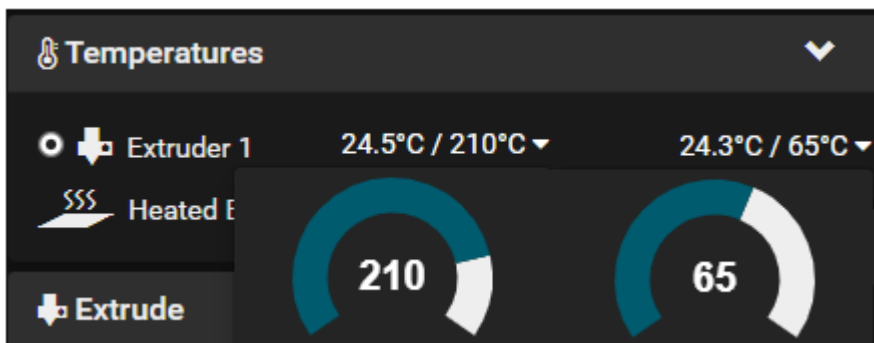
Para imprimir basta clicar em “upload G-Code” e selecionar o arquivo. O G-Code pode ser fatiado pelo Ultimaker Cura ou pelo Simplify 3D normalmente.



Ao final, clicar em “print”

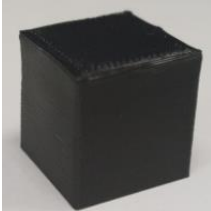







Recomenda-se, antes de imprimir um arquivo, pré-aquecer a impressora na temperatura de impressão (**extrusora:** 210 °C, **mesa:** 65 °C)



A1.2.3 - Avaliação do cubo de teste

Seguir os critérios definidos na tabela de avaliação qualitativa do cubo de teste, mostradas a seguir:

Características / Critério	I	R	S
Base	Curvada	Levemente curvada	Lisa
Uma boa primeira camada deve ser reta, lisa e aderir bem à mesa. Pode ser necessário ajustar a temperatura da primeira camada, da mesa aquecida ou aplicar o spray adesivo na mesa.			
Paredes	Muitos gaps	Alguns gaps	Lisas
O ideal é não ter gaps nas faces do cubo, nem camadas tortas. Soluções incluem diminuir a altura de camada e/ou aumentar a temperatura de impressão. Usar como limite máximo de temperatura para o PLA HT Sethi: 230°C.			

Prosseguir se:

- Nenhuma característica for avaliada com I
- Receber S em pelo menos duas características avaliadas

IMPORTANTE: Esse procedimento deve ser executado **SEMPRE** que um rolo de PLA for trocado. Isso porque, mesmo sendo da mesma fabricante (Sethi3D, Campinas, Brasil) há variabilidade entre

lotes, especialmente se forem de cores diferentes. Recomenda-se usar o PLA HT preto como material para impressão do bólus.

A2 - Guia para a manutenção da impressora

A.3.1 - Limpar bico

A limpeza de bico é feita com o objetivo de remover todas as impurezas internas do bico de latão.

- Aquecer o bico até a temperatura de fluidez do PLA (190°C).



- Purgar um pouco de PLA
- Desligar a extrusora
- Esperar 1 hora após a temperatura estabilizar
- Aquecer a extrusora até 180°C



- Remover o filamento da extrusora, pela parte de cima do cabeçote

A.3.2 - Desentupir bico

É possível desentupir o bico usando um material fino, de diâmetro menor que o diâmetro do bico (0,4 mm). O manual da Sethi3D sugere uma corda Mi de violão (de aço inox), de 0,35 mm, no entanto, qualquer material de diâmetro menor é suficiente para desobstruir o bico, como um clip de papel.

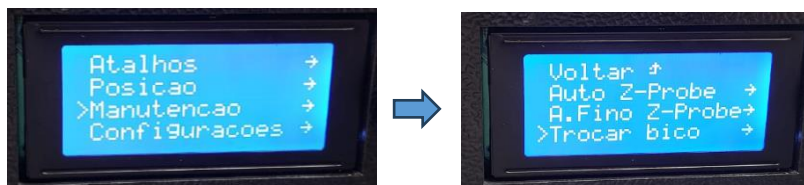
A.3.2 - Trocar *HotEnd*

O processo de desmontar o *HotEnd* será necessário quando os procedimentos anteriores não funcionarem. Através desse procedimento também é possível verificar o estado do bico de latão e o tubo de teflon, itens que se desgastam e necessitam de troca.

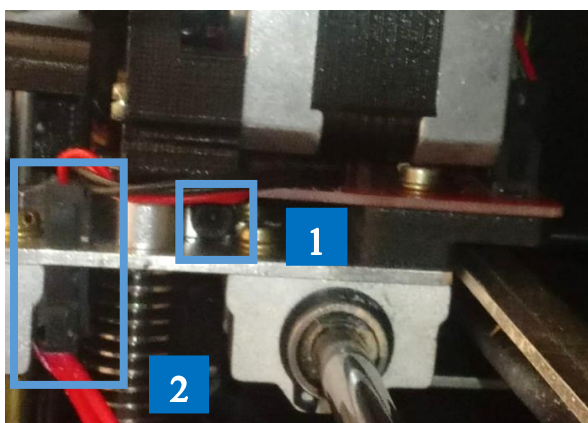


Figura X - Hotend danificado. A ponta do teflon está carbonizada e deformada, o que impede que o PLA seja extrudado pelo bico. O bloco aquecedor está coberto de PLA endurecido, o que altera a precisão do aquecimento

- O procedimento para a impressora Sethi3D, S3 é automático



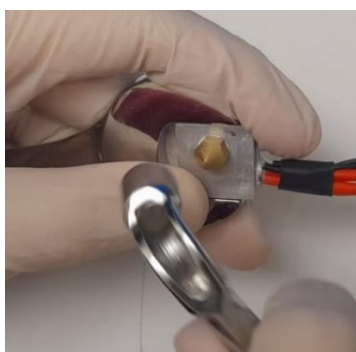
- Ao selecionar o comando de trocar o bico, a impressora realiza o comando "*Home*" (que leva o cabeçote para a origem definida nos 3 eixos) e verifica a temperatura do extrusor.
- Se temperatura $> 70^{\circ}\text{C}$ → o extrusor sobe e vai para a parte de trás do gabinete até esfriar.
- Se temperatura $\leq 70^{\circ}\text{C}$ → o extrusor vai para a parte da frente da impressora para efetuar a troca
- O *HotEnd* é mantido preso apenas por um parafuso allen (1) e por um conector de fiação (2).



- Pressionar trava lateral do conector e puxar para baixo. O parafuso allen não precisa ser removido, apenas afrouxado. Recomenda-se usar a chave allen na vertical, como mostrado na figura.



- Após desencaixar o HotEnd, é preciso desmontá-lo.
- Retirar a capa de silicone
- Desprender o bico com a chave de rosca tamanho 6 mm
- Desprender o corpo do dissipador com chave e um alicate universal. Segurar o bloco de aquecimento com a chave e o corpo do dissipador com o alicate.



Desmontando o bico



Desmontando o tubo

- Retirar o tubo de teflon do HotEnd empurrando com um clip ou desrosqueando com um parafuso de ponta soberba (como sugerido no tutorial da Sethi3D)



- Para trocar o teflon, é preciso identificar qual é o lado escariado. Este lado deve ser colocado para dentro do tubo do *HotEnd*



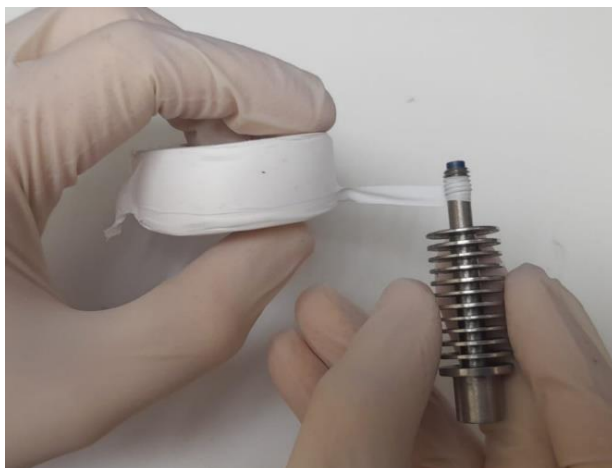
Extremidade Escareada



Extremidade Lisa



- Após colocar, parte do teflon ficará para fora da rosca, que deverá ser envolta por fita veda-rosca

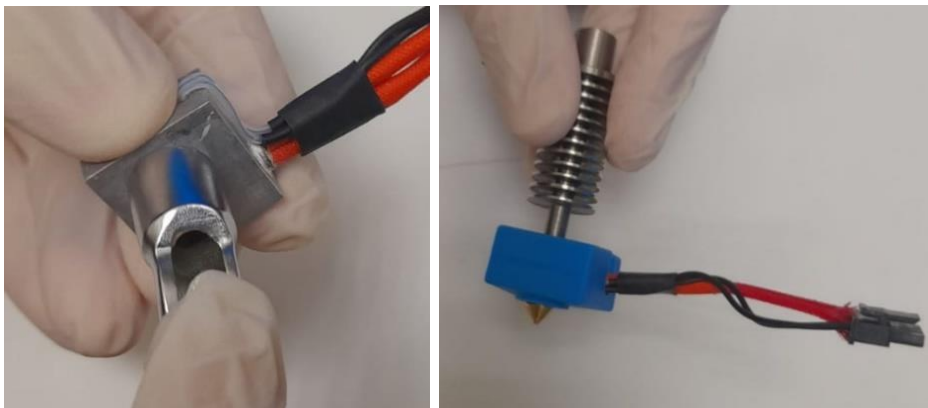


- Uma certa parte do teflon pode sair do tubo. É possível cortar esse excesso de teflon com estilete

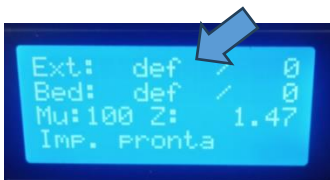
- Antes de colocar o novo bico, é necessário passar pasta térmica em sua rosca.



- Para remontar o HotEnd, seguir a ordem de retirada: primeiro encaixar o bico, depois o tubo.
- É fundamental prestar atenção no lado do encaixe do bico e do tubo.



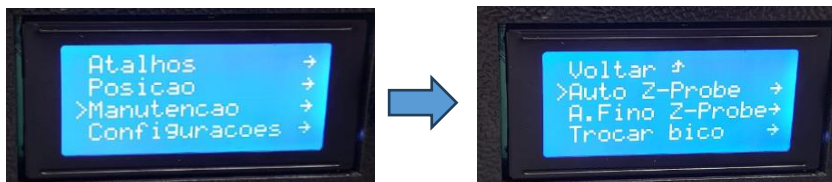
- A capa de silicone pode ser presa ao *HotEnd* antes ou depois de recolocar na impressora.
- **Recolocar o HotEnd:** É melhor encaixar o pino do conector primeiro. Se o pino for encaixado do lado errado (invertido), o sensor não vai ler a temperatura da extrusora e da mesa e o valor mostrado será "def"



- Ao apertar o parafuso allen, evitar forçar muito para não espanar a rosca.
- Segurar o *HotEnd* durante o processo para não danificar a mesa e/ou amassar o bico
- Cuidado para não deslocar o dissipador de ar e obstruir o sensor de nivelamento automático



- Após recolocar o *HotEnd* é preciso fazer um auto Z-Probe. Para a Sethi S3, o procedimento é automático:



Vídeo da execução do auto Z-probe: http://bit.ly/Sethi3D_AutoZProbeS3

- Após o auto Z-Probe, recolocar o filamento na extrusora. O auto Z-Probe deve ser feito sem filamento porque aquece a extrusora até 235 °C, uma temperatura capaz de carbonizar o PLA e danificar o *HotEnd*

IMPORTANTE: Apesar do ajuste ser automático, é fundamental monitorar o processo do início ao fim. É possível que a probe perca a referência, principalmente por uma oclusão da probe pelo dissipador de ar. Essa oclusão pode acontecer facilmente durante a troca do *HotEnd*. Para resolver basta desobstruir a probe e executar um home, primeiro em X e Y e por último em Z. Ao observar o movimento da probe em Z é recomendável deixar o dedo no botão de desligar, para interromper o processo se o cabeçote não subir após tocar no vidro. Isso é fundamental para evitar acidentes:

