

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**"JULIO DE MESQUITA FILHO"**  
**FACULDADE DE CIÊNCIAS FARMACÊUTICAS**  
**CÂMPUS DE ARARAQUARA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE BIOMATERIAIS E BIOPROCESSOS**  
**MESTRADO PROFISSIONAL**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA EXTRUSORA PARA FABRICAÇÃO DE  
FILAMENTOS DE BIOMATERIAIS PARA MANUFATURA DE SCAFFOLDS POR  
IMPRESSÃO 3D**

**FABIO EDUARDO DE OLIVEIRA COSTA**

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi**

**COORIENTADOR: Prof. Dr. Márcio Marques da Silva**

**ARARAQUARA – SP**

**2023**

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JULIO DE MESQUITA FILHO"  
FACULDADE DE CIÊNCIAS FARMACÊUTICAS  
CÂMPUS DE ARARAQUARA

DESENVOLVIMENTO DE UMA EXTRUSORA PARA FABRICAÇÃO DE  
FILAMENTOS DE BIOMATERIAIS PARA MANUFATURA DE SCAFFOLDS POR  
IMPRESSÃO 3D

FABIO EDUARDO DE OLIVEIRA COSTA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Biomateriais e Bioprocessos (Mestrado Profissional), Área de Biomateriais, Bioprocessos, Bioprodutos da Faculdade de Ciências Farmacêuticas, UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Engenharia de Biomateriais e Bioprocessos.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi  
COORIENTADOR: Prof. Dr. Márcio Marques da Silva

ARARAQUARA - SP

2023

---

**C837d** Costa, Fabio Eduardo de Oliveira.  
Desenvolvimento de uma extrusora para fabricação de filamentos de biomateriais para manufatura de scaffolds por impressão 3D / Fabio Eduardo de Oliveira Costa. – Araraquara: [S.n.], 2023.  
55 f. : il.

Dissertação (Mestrado Profissional) – Universidade Estadual Paulista. “Júlio de Mesquita Filho”. Faculdade de Ciências Farmacêuticas. Programa de Pós Graduação em Engenharia de Biomateriais e Bioprocessos. Área de Biomateriais e Bioprocessos.

Orientador: Antônio Carlos Guastaldi.  
Coorientador: Márcio Marques da Silva.

1. Manufatura aditiva. 2. Impressão 3D. 3. Biomateriais. 4. Engenharia de Tecidos. 5. Medicina regenerativa. 6. Scaffolds. 7. Filamento. I. Guastaldi, Antônio Carlos, orient. II. Silva, Márcio Marques da, coorient. III. Título.

---

Diretoria do Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação - Faculdade de Ciências Farmacêuticas  
UNESP - Campus de Araraquara

**CAPES: 33004030170P0**  
**Esta ficha não pode ser modificada**

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Desenvolvimento de uma extrusora para fabricação de filamentos de biomateriais para manufatura de scaffolds por impressão 3D

**AUTOR: FABIO EDUARDO DE OLIVEIRA COSTA**

**ORIENTADOR: ANTONIO CARLOS GUASTALDI**

**COORIENTADOR: MÁRCIO MARQUES DA SILVA**

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Engenharia de Biomateriais e Bioprocessos, área: Biomateriais, Bioprocessos, Bioprodutos pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. ANTONIO CARLOS GUASTALDI (Participação Presencial)  
Departamento de Química Analítica, Físico-Química e Inorgânica / Instituto de Química do Campus de Araraquara da Unesp

Prof. Dr. JONAS DE CARVALHO (Participação Presencial)  
Departamento de Engenharia Mecânica / Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo (USP)

Prof. Dr. RENATO DE CAMARGO BORTHOLIN (Participação Presencial)  
Campus de Araraquara do Instituto Federal de São Paulo (IFSP)

Araraquara, 26 de maio de 2023

## **IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA**

Esta presente pesquisa terá grande relevância em razão do impacto econômico da morbidade da população, uma vez que as previsões estão na direção que o crescimento populacional no Brasil deve continuar até 2060, quando cerca de 25% da população terá 65 anos ou mais, necessitando assim soluções rápidas e efetivas para a regeneração do tecido ósseo.

## **POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH**

This present research will have significant relevance due to the economic impact of population morbidity, as projections indicate that Brazil's population growth is expected to continue until 2060, with approximately 25% of the population being 65 years or older, thereby requiring rapid and effective solutions for bone tissue regeneration.

Dedico este trabalho à minha esposa Gabriela Corrêa por sempre estar ao meu lado, pelos momentos de carinho, compreensão e incentivo. Às minhas filhas Ana Clara e Marina, que são minha maior motivação diária nesta jornada e a razão de todo o meu esforço. Também dedico à minha mãe Olga (in memoriam), minha avó Rosa (in memoriam) e minha tia Vera pela contribuição na formação de meu caráter.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço, em primeiro lugar, a Deus por toda força e sabedoria transmitida nas horas de incerteza e indefinição que me vi exposto.

À minha esposa Gabriela, minhas filhas Marina e Ana Clara, pelo apoio incondicional em todas as minhas ações e atividades.

Ao meu orientador Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi por toda disponibilidade, paciência orientação e incentivo durante a realização do mestrado.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Márcio Marques da Silva incentivo e orientação durante o trabalho.

Ao Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial – SENAI “Henrique Lupo” – representado pelo diretor Prof. Paulo Sérgio Sassi, pelo incentivo à realização desta pesquisa e por permitir a utilização dos equipamentos da unidade para aperfeiçoamento do protótipo produzido.

Aos professores Me. Roberval Aparecido Cathólico, Me. Jonatan Augusto Silva e Me. Tony Emerson Marin que me incentivaram sempre a evoluir academicamente com a realização deste trabalho.

Ao professor Alessandro de Oliveira que aceitou a realização desta pesquisa e dedicou-se a realizar o uso dos resultados desta pesquisa de forma a associar ao seu trabalho.

A todos os funcionários e competidores Escola SENAI “Henrique Lupo”, em especial aos professores Luciano Andrade, Alexandre Ceará, Bruno Tomaz, bibliotecária Ilana e ao competidor Gabriel Marques pelo auxílio durante a fabricação do protótipo.

Aos componentes da Banca Examinadora, Prof. Dr. Jonas de Carvalho e Prof. Dr. Renato Camargo Bortholin pela disponibilidade e pelas valiosas contribuições no trabalho.

A todos os funcionários da Seção de Pós-graduação da UNESP Araraquara.

Aos docentes do programa de Pós-graduação EBB – FCF/UNESP.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a realização desse trabalho.

“A descoberta consiste em ver o que todo mundo viu e pensar o que ninguém pensou”

Albert Szent-Gyorgyi (1962, p.10)

## RESUMO

A manufatura aditiva, também conhecida como impressão 3D, é um processo de fabricação inovador que permite a criação de objetos por meio da adição sucessiva de material em camadas, com base em representações geométricas computacionais 3D. Essa tecnologia tem sido amplamente aplicada em diversas áreas de pesquisa, incluindo engenharia de tecidos e medicina regenerativa, devido à sua capacidade de produzir estruturas complexas que são difíceis de obter por métodos tradicionais. No campo da medicina, a impressão 3D tem sido utilizada para a fabricação de scaffolds e filamentos biocompatíveis. No entanto, o uso de hidrogéis na impressão 3D apresenta limitações em relação à dimensionalidade e homogeneidade do material produzido. Uma alternativa promissora é substituir os hidrogéis por filamentos de biomateriais, como por exemplo, combinar o PLA com fosfatos de cálcio e celulose bacteriana, que possuem propriedades favoráveis para aplicações biomédicas, como biocompatibilidade, bioatividade e capacidade de regeneração óssea. Nesse contexto, o presente projeto tem como objetivo desenvolver uma extrusora de filamento com rosca simples capaz de fabricar filamentos de biomateriais, combinando diferentes granulometrias de materiais. A extrusora construída consiste em um conjunto de três silos, sendo que dois alimentam a rosca principal por meio de roscas auxiliares. Essa configuração permite a produção de filamentos de biomaterial com polímeros como base e materiais adicionais com granulometrias diferentes e estabilidade dimensional por meio de um tracionador automático. A obtenção desses filamentos permitirá a produção de scaffolds por meio da impressão 3D, possibilitando avanços na engenharia de tecidos e medicina regenerativa. Além disso, essa abordagem inovadora de fabricação de filamentos de biomateriais contribuirá para a expansão das aplicações da manufatura aditiva na área biomédica, proporcionando soluções mais versáteis e personalizadas para a regeneração de tecidos.

**Palavras – chave:** manufatura aditiva; impressão 3D; biomateriais; Engenharia de Tecidos; medicina regenerativa; scaffolds; filamento.

## **ABSTRACT**

Additive manufacturing, also known as 3D printing, is an innovative manufacturing process that enables the creation of objects through the successive addition of material in layers, based on 3D computational geometric representations. This technology has been widely applied in various research areas, including tissue engineering and regenerative medicine, due to its ability to produce complex structures that are challenging to achieve through traditional methods. In the field of medicine, 3D printing has been used for the fabrication of biocompatible scaffolds and filaments. However, the use of hydrogels in 3D printing presents limitations regarding the dimensionality and homogeneity of the produced material. A promising alternative is to replace hydrogels with biomaterial filaments, such as combining PLA with calcium phosphates and bacterial cellulose, which have favorable properties for biomedical applications, such as biocompatibility, bioactivity, and bone regeneration capability. In this context, the present project aims to develop a single-screw filament extruder capable of manufacturing biomaterial filaments, combining different material granulometries. The constructed extruder consists of a set of three silos, with two of them feeding the main screw through auxiliary screws. This configuration enables the production of biomaterial filaments with polymer as the base and additional materials with different granulometries and dimensional stability through an automatic tensioning system. The production of these filaments will allow the 3D printing of scaffolds, enabling advancements in tissue engineering and regenerative medicine. Furthermore, this innovative approach to biomaterial filament fabrication will contribute to the expansion of additive manufacturing applications in the biomedical field, providing more versatile and personalized solutions for tissue regeneration.

**Keywords:** additive manufacturing; 3D printing; biomaterials; tissue engineering; regenerative medicine; scaffold; filament.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Princípios da tecnologia de AM por extrusão de material	17
<b>Figura 2</b>	Processo híbrido de AM	18
<b>Figura 3</b>	Diagrama exemplificando diferentes técnicas de biofabricação	20
<b>Figura 4</b>	Esboço de uma rosca única	23
<b>Figura 5</b>	Parte Rosca extrusora	24
<b>Figura 6</b>	Perfil estrutural de alumínio	31
<b>Figura 7</b>	Motor Nema 17	32
<b>Figura 8</b>	Motor Nema 23	33
<b>Figura 9</b>	Componentes do projeto	34
<b>Figura 10</b>	Vista geral da extrusora	35
<b>Figura 11</b>	Funil com pellets	36
<b>Figura 12</b>	Novos funis impressos pela tecnologia SLA	37
<b>Figura 13</b>	Implementação de roscas	38
<b>Figura 14</b>	Roscas	39
<b>Figura 15</b>	Entrada dos materiais	39
<b>Figura 16</b>	Área de aquecimento	40
<b>Figura 17</b>	Extrusão do filamento	41
<b>Figura 18</b>	Tracionador	42
<b>Figura 19</b>	Filamento tracionado manualmente	43
<b>Figura 20</b>	Imagem da região 01	44
<b>Figura 21</b>	Modelo tridimensional da região 01	44
<b>Figura 22</b>	Medição dimensional da região 01	45
<b>Figura 23</b>	Imagem da região 02	45
<b>Figura 24</b>	Medição dimensional da região 02	46
<b>Figura 25</b>	Filamento tracionado automaticamente	47
<b>Figura 26</b>	Imagem da região A	47
<b>Figura 27</b>	Medição dimensional da região A	48
<b>Figura 28</b>	Imagem da região B	48
<b>Figura 29</b>	Medição dimensional da região B	48

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b>	Poliácido láctico	27
<b>Tabela 2</b>	Datasheet PT100	41

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>PLA</b>	Poliácido Láctico
<b>MA</b>	Manufatura aditiva
<b>AM</b>	<i>Additive Manufacturing</i>
<b>ET</b>	Engenharia de Tecidos
<b>TE</b>	<i>Tissue Engineering</i>
<b>MR</b>	Medicina Regenerativa
<b>RM</b>	<i>Regenerative Medicine</i>
<b>FDM</b>	<i>Fused Deposition Modelling</i>
<b>CAD</b>	<i>Computer Aided Design</i>
<b>PEG</b>	Poliétilenoglicol
<b>VEGF</b>	Fator de crescimento endotelial vascular
<b>FFF</b>	Fabricação com Filamento Fundido
<b>PCL</b>	Policaprolactona
<b>β-TCP)</b>	Beta Tricálcico Fosfato
<b>SLA</b>	<i>Stereolithography</i>
<b>MEV</b>	Microscópio eletrônico de Varredura

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
<b>2 OBJETIVOS</b>	<b>16</b>
2.1 Objetivos específicos	16
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>17</b>
3.1 Bioimpressão	17
3.2 Scaffolds	19
<b>3.3 Extrusora de Filamentos</b>	<b>21</b>
<b>4 MATERIAIS</b>	<b>27</b>
4.1 Materiais	27
4.1.1 Poliacido Láctico (PLA)	27
4.1.2 Beta Tricálcico Fosfato ( $\beta$ -TCP)	29
4.1.3 Materiais Utilizados na extrusora	30
4.1.4 Estrutura Mecânica	30
4.1.5 Componentes de acionamento	31
4.1.6 Conjunto Mecânico de Extrusão	33
4.2 DESENVOLVIMENTO	<b>35</b>
4.2.1 Fabricação da Extrusora	35
4.2.2 Alimentação auxiliar	37
4.2.3 Extrusão	40
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>43</b>
5.1 Extrusão com tracionamento manual	43
5.2 Extrusão com tracionamento automático	46
<b>6 CONCLUSÃO</b>	<b>50</b>
<b>7 PERSPECTIVAS</b>	<b>51</b>
<b>8 REFERÊNCIA</b>	<b>53</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Segundo Volpato e Carvalho (2017) existem diversos processos de fabricação de produtos nas indústrias, dentre estes processos temos a moldagem de material, a remoção de material, também conhecida como manufatura subtrativa, a conformação que atua nos limites das propriedades físicas dos materiais, união de corpos, divisão de componentes. Ao final da década de 80, um novo processo surgiu com uma das técnicas mais emergentes da atualidade, denominada de Manufatura Aditiva - MA ou em inglês *Additive Manufacturing* – AM.

A Impressão 3D, também conhecida como Manufatura Aditiva é denominada por Volpato e Carvalho (2017) como um processo de fabricação por meio da adição sucessiva de material na forma de camadas, com informações obtidas diretamente de uma representação geométrica computacional 3D do componente.

Pode-se destacar ainda que certamente é um processo fortemente aplicado em pesquisas de diversas áreas, permitindo a criação de corpos simples e até extremamente complexos que muitas vezes se tornam impossíveis de serem confeccionados pelos outros métodos de fabricação tradicionais.

A manufatura de protótipos pode ser aplicada para diversas finalidades e manufatura por inúmeros métodos e técnicas, além de utilizar inúmeros tipos de materiais.

Assim considerando um dos processos mais aplicados no campo da biomedicina e medicina, o uso da impressão 3D é comum em pesquisas relacionadas com a Engenharia de Tecidos – ET ( em inglês *Tissue Engineering* – TE) e a Medicina Regenerativa – MR (em inglês *Regenerative Medicine* – RM) e estudos para a construção de filamentos biocompatíveis.

Gu, B.K., Choi, D.J., Park, S.J. et al (2016) destacam em suas pesquisas que também que o uso de biotintas permite diversas vertentes no campo da medicina regenerativa, mas são limitadas a colágeno, gelatina, fibrina, cerâmica, termoplásticos ou compósitos fotopolimerizáveis.

Na Impressão 3D por meio do uso de hidrogel, o *scaffold* produzido possui limitações dimensionais e de homogeneidade na composição, não permitindo o alcance de resultados satisfatórios. Uma alternativa para garantir uma homogeneidade é substituir as hidrogel utilizadas na impressão 3D por filamentos de biomaterial.

Segundo Guastaldi (2021), uma desvantagem da impressão de hidrogel pelo processo de extrusão se dá pela necessidade da aplicação de grande pressão durante a extrusão devido à alta viscosidade das do material.

O uso de biomateriais na medicina tem ganhado cada vez mais destaque, e entre os materiais utilizados, os fosfatos de cálcio têm se mostrado bastante promissores. De acordo com Guastaldi (2012), os fosfatos de cálcio são compostos inorgânicos que ocorrem naturalmente nos ossos e dentes, e possuem uma ampla gama de propriedades que os tornam ideais para o uso como biomateriais.

Os fosfatos de cálcio apresentam propriedades como biocompatibilidade, bioatividade, osteocondutividade e capacidade de regeneração óssea, o que os tornam ideais para essas aplicações. Segundo Guastaldi (2012), é importante desenvolver técnicas de fabricação de biomateriais baseados em fosfatos de cálcio que permitam a produção de materiais com propriedades específicas para aplicações biomédicas mais avançadas.

Segundo Rodrigues (2013), biocompatibilidade é quando o material é inerte quando posto em contato com o organismo humano, não, devendo produzir irritação, infecções ou alergia ao mesmo.

A impressão 3D é uma tecnologia emergente que tem ganhado destaque na indústria farmacêutica, permitindo a fabricação de medicamentos personalizados com maior precisão e eficácia. De acordo com Wang (2021), a impressão 3D pode ser utilizada para produzir medicamentos com diferentes formas, tamanhos, dosagens e liberação controlada, possibilitando a personalização do tratamento para cada paciente.

Quando utilizada como processo de fabricação, a impressão 3D pode permitir a fabricação de comprimidos, cápsulas, micropartículas, próteses, entre outros dispositivos médicos, e apresenta diversas vantagens, tais como a redução dos custos de produção, a otimização do tempo de desenvolvimento de novos medicamentos e a possibilidade de produção local e sob demanda.

Através de uma variedade de biomateriais, incluindo hidrogéis, polímeros e materiais cerâmicos, a bioimpressão permite combinar estes materiais com células e fatores de crescimento para formar tecidos funcionais, ampliando assim os campos de pesquisa.

## 2 OBJETIVOS

A validação deste projeto tem como objetivo o desenvolvimento de um protótipo de uma extrusora para fabricação de filamentos de biomateriais, que permita a combinação de materiais com diferentes granulometrias. Os materiais que farão a composição deste filamento terão granulometria de diferentes dimensões, onde o polímero base está em formato de pellets e os demais materiais estarão em pó.

Com a fabricação o filamento, será possível a obtenção de *scaffolds* por Impressão 3D através da fusão de Polímeros naturais e sintéticos mais fosfato de cálcio.

O Fosfato de cálcio aplicado na manufatura do filamento, segundo Roque (2019) se dará na escala micrométrica e assim a pesquisa buscará a homogeneidade do filamento produzido na extrusora.

Com a obtenção deste filamento, a impressão de biomateriais poderá ser substituir partes das pesquisas que utilizam hidrogel na impressão 3D.

### 2.1 Objetivos específicos

- Projeto mecatrônico da extrusora para a produção de filamentos de biomateriais que permita a utilização de materiais em diferentes granulometrias;
- Produzir um filamento com valor dimensional que permita realizar integração com impressoras comerciais e de pesquisa, focadas na produção de produtos biocompatíveis.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1 Bioimpressão

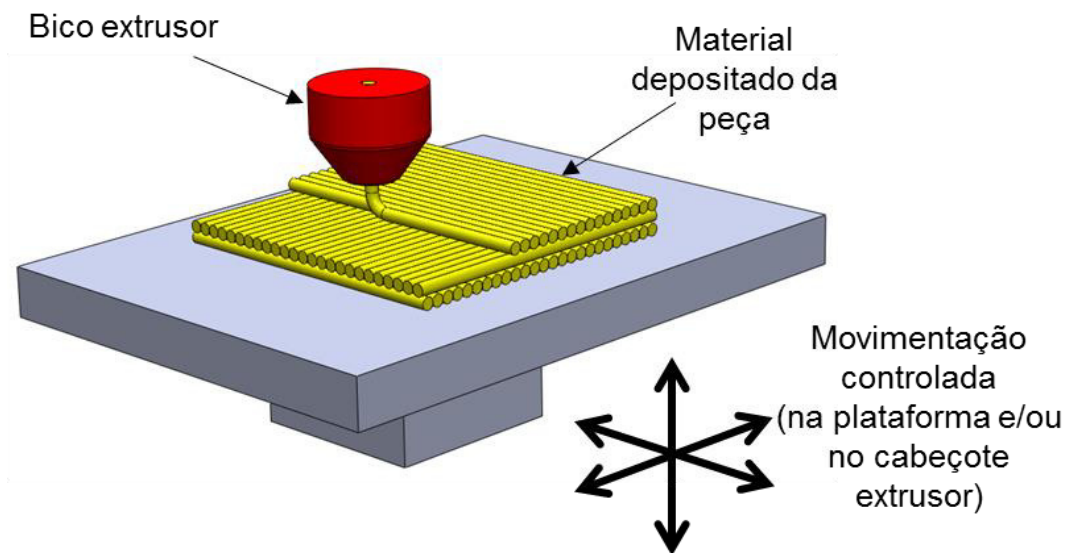
A Bioimpressão em linhas gerais é a impressão 3D que utiliza como insumo um biomaterial, podendo este insumo apresentar-se como filamentos, hidrogéis, etc.

O Biomaterial é um material que possui propriedades específicas como biocompatibilidade, bioatividade, biodegradabilidade e biorreabsorvibilidade e capacidade de regeneração óssea.

Esta interação busca manter estruturalmente os tecidos nos quais ele é implantado, mas não permitida qualquer tipo de alteração no meio filosófico no qual ele está envolvido, conforme AFONSO (p.31 - 1998) afirma.

Assim, a maior parte das pesquisas que utilizam MA, se baseiam no processo de Modelagem por deposição fundida (*Fused Deposition Modelling - FDM*), tradicionalmente conhecida como impressão FDM (Figura 01).

Figura 01 - Princípios da tecnologia de AM por extrusão de material

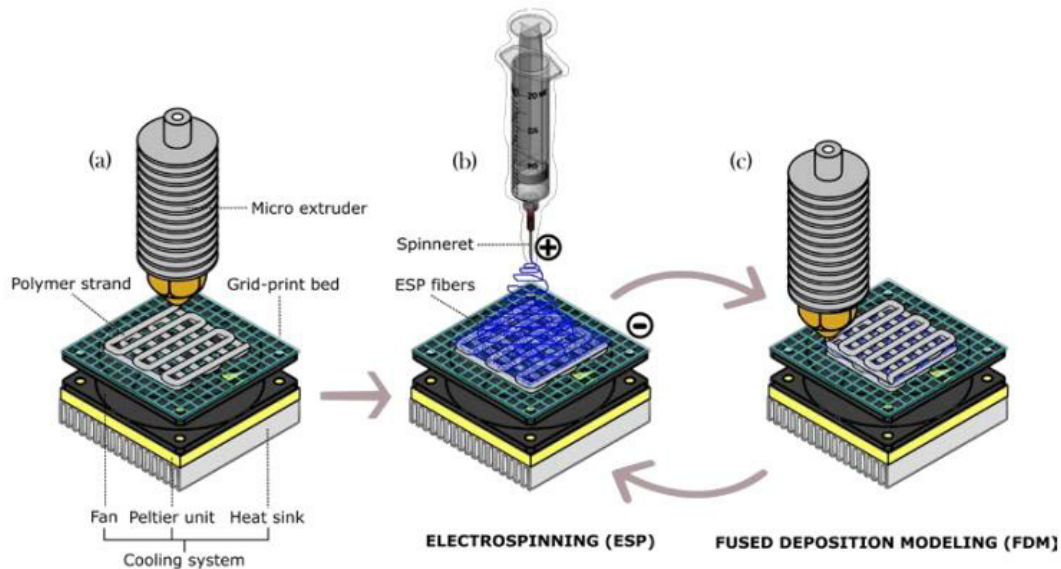


Fonte: Volpato (2017)

Mohseni, Hutmacher e Castro (2018) destacam que filamentos médicos para a Impressão 3D, pode-se verificar as características físico-químicas e o potencial para o uso em TE e RM, permitindo a introdução destes novos filamentos em uma família de materiais para uso nestas pesquisas de laboratoriais.

Grande parte dos testes, ensaios feitos em pesquisas de TE e RM se baseiam na construção de scaffolds, que são estruturas simples e primitivas, mas que permitem grandes experimentos utilizando até mesmo processos híbridos de AM (Figura 02) .

Figura 02 – Processo híbrido de AM



Fonte: Gu, B.K., Choi, D.J., Park, S.J. et al. (2016)

As pesquisas atuais de TE e RM utilizando biotintas, onde o biomaterial é um hidrogel, estas utilizam as técnicas da AM auxiliadas por sistemas CAD paramétricos.

Existem ainda algumas limitações para a construção de tecidos nativos e são utilizadas duas técnicas: a impressão 3D ou combinação de tecnologias de impressão 3D com outras tecnologias de fabricação de scaffolds a fim de superar estas limitações e estudar a degradação destes corpos de provas In Vitro.

Segundo Guastaldi (2021) a bioimpressão 3D envolve o uso de biomateriais com carga celular e outros produtos biológicos para construir ou auxiliar na construção de um tecido vivo, enquanto as impressões 3D tradicional não usam células ou produtos biológicos.

Os biomateriais em forma de gel são um tipo comum de biomaterial usado em várias aplicações biomédicas, como engenharia de tecidos, regeneração óssea e tratamento de feridas.

Os hidrogéis são um exemplo comum de biomateriais em forma de gel, sendo definidos como "redes tridimensionais hidrofílicas" que podem absorver grandes

quantidades de água ou fluidos biológicos (Lee e Mooney, 2012). Outros exemplos incluem géis de colágeno, alginato, quitosana e fibrina, que são amplamente utilizados em engenharia de tecidos e regeneração óssea (Drury e Mooney, 2003).

Os hidrogéis podem ser sintetizados com diferentes composições químicas para influenciar suas propriedades mecânicas e biológicas. Por exemplo, hidrogéis de polietilenoglicol (PEG) podem ser fabricados com diferentes pesos moleculares e concentrações para ajustar sua viscosidade e rigidez (Chung & Burdick, 2009).

Outros biomateriais em forma de gel, como o gel de fibrina, são frequentemente usados como adesivos biológicos para reparação de tecidos. A fibrina é um biomaterial natural que é produzido a partir da conversão da fibrinogênio em fibrina durante a coagulação do sangue. O gel de fibrina é usado em vários procedimentos cirúrgicos, incluindo a fixação de enxertos de tecidos moles e como selante hemostático em cirurgias hepáticas e cardíacas.

Os géis de alginato são amplamente utilizados como biomateriais devido às suas propriedades versáteis e biocompatíveis. O alginato é um polímero natural derivado de algas marinhas, que pode formar géis quando exposto a íons de cálcio.

Esses géis apresentam características interessantes, como porosidade ajustável, alta capacidade de retenção de água e degradabilidade controlada. Além disso, a estrutura em gel de alginato permite a incorporação de células e fatores de crescimento, facilitando sua aplicação na engenharia de tecidos e na regeneração de órgãos. Estudos têm demonstrado o uso bem-sucedido de géis de alginato em aplicações como suportes para cultura celular, liberação controlada de fármacos e engenharia de tecidos (Murphy et al., 2017).

### **3.2. Scaffolds**

A biofabricação de scaffolds é uma técnica promissora para a engenharia de tecidos e a regeneração de tecidos danificados ou perdidos. De acordo Roque (2019), os scaffolds são estruturas tridimensionais que servem como suporte para a regeneração de tecidos danificados ou perdidos, e a interconectividade estruturada entre poros é uma característica importante para a angiogênese e a neoformação de tecidos.

Batista (2021) afirma que produzir scaffolds para regeneração óssea requer a utilização de uma matéria-prima que apresente biocompatibilidade, biodegra-

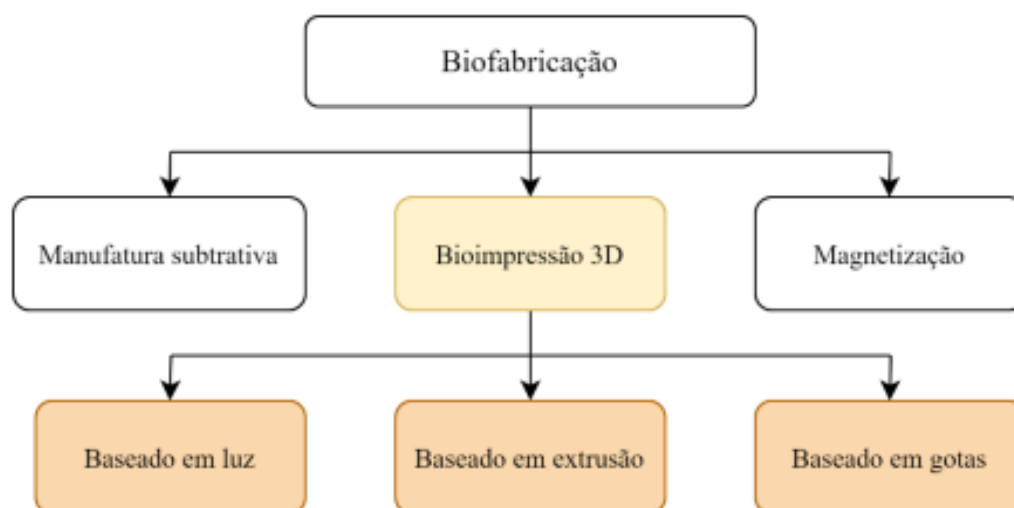
dabilidade e bioatividade, associada à uma microestrutura adequada, de elevada porosidade e poros intercomunicantes, visando estimular a osteointegração.

E deste modo o uso de scaffolds se torna comum em pesquisas de TE e RM, pois sua estrutura desejada é projetada conforme a necessidade da motivação da pesquisa.

Carter (2021) destaca que biofabricação aditiva por meio do uso da impressão 3D e com finalidade da fabricação de scaffolds facilita a confecção de scaffolds multifásicos que imitem as propriedades e arquitetura dos tecidos.

Na Figura 3, Vaz (2021) organiza em níveis os tipos e processos aplicados na biofabricação de scaffolds.

Figura 03 - Diagrama exemplificando diferentes técnicas de biofabricação.



Fonte: Vaz (2021)

Em destaque e no centro, tem-se a bioimpressão 3D que pode ser subdividida conforme a forma pela qual se dá a produção de estruturas 3D.

Considerando as técnicas trabalhadas atualmente a composição dos scaffolds trabalhados na bioimpressão são polímeros, cerâmicas bioativas, como vidros e fosfatos, e compósitos de biomateriais. Dependendo da composição e do uso pretendido, eles podem ser injetáveis ou rígidos. (ROSETI, 2016)

Scaffolds são estruturas tridimensionais projetadas para fornecer um suporte físico e promover a regeneração de tecidos em engenharia de tecidos e medicina regenerativa. Essas estruturas têm a capacidade de mimetizar a matriz extracelular nativa e fornecer um ambiente favorável para o crescimento e diferenciação celular.

Os scaffolds são fabricados a partir de diversos materiais, incluindo polímeros naturais e sintéticos, cerâmicas e hidrogéis. Eles podem ser projetados com

porosidade controlada, tamanho de poro adequado e arquitetura tridimensional específica, a fim de permitir a migração celular, a vascularização e a integração adequada com o tecido hospedeiro.

Segundo Murphy et al. (2014), a escolha adequada do material e das características do scaffold é crucial para garantir a viabilidade celular e a regeneração tecidual eficaz.

Também podem ser fabricados com diferentes geometrias e tamanhos, variando desde pequenos filamentos até estruturas mais complexas, como redes ou esponjas (Bose et al., 2012).

Da mesma forma, scaffolds de colágeno podem ser combinados com fatores de crescimento para promover a formação de tecidos musculares em engenharia de tecidos musculoesqueléticos (Dhawan et al., 2018).

Além disso, os scaffolds podem ser modulados para controlar a liberação de fatores de crescimento ou medicamentos para promover a regeneração de tecidos.

Zhang (2017), destaca por exemplo, que scaffolds de quitosana podem ser funcionalizados com fatores de crescimento, como o fator de crescimento endotelial vascular (VEGF), para promover a angiogênese em tecidos isquêmicos.

Em resumo, os scaffolds são um tipo importante de biomaterial em engenharia de tecidos, projetados para mimetizar a arquitetura do tecido nativo a ser regenerado. Eles podem ser fabricados a partir de uma ampla gama de materiais e podem ser combinados com células e fatores de crescimento para criar um ambiente ideal para a regeneração de tecidos. Eles também podem ser modulados para controlar a liberação de fatores de crescimento ou medicamentos para promover a regeneração de tecidos.

### **3.3. Extrusora de filamentos**

Presente nas técnicas de manufatura aditiva FDM e FFF, o filamento é o insumo que carrega a identidade do material e que irá caracterizar o produto de acordo com a pesquisa utilizada.

A extrusão de filamentos é uma técnica utilizada para produzir materiais plásticos em forma de filamentos contínuos, que podem ser usados em diversas aplicações, desde a fabricação de peças em impressoras 3D até a produção de biomateriais sustentáveis.

Para a fabricação destes filamentos, se faz necessário a utilização de uma máquina denominada de extrusora de filamentos, que funciona por meio da rotação de um fuso dentro de um cilindro aquecido, que permite a deformação do material através da variação térmica do polímero base, permitindo assim a mistura dos materiais, formando um filamento contínuo que é expelido por uma matriz de extrusão.

Segundo Souza et al. (2019), a extrusora de filamentos é composta por um motor elétrico, um cilindro aquecido, um parafuso de rosca sem fim e uma matriz de extrusão, que determina a forma do filamento produzido.

Ainda segundo Souza et al. (2019), a temperatura do cilindro e a velocidade de rotação do parafuso são controladas por um sistema eletrônico, que garante a homogeneidade do material derretido e a precisão do diâmetro do filamento produzido. O diâmetro do filamento é uma das principais variáveis que influenciam na qualidade do material produzido, pois afeta a taxa de alimentação e a uniformidade do filamento, além de impactar na aderência entre as camadas depositadas.

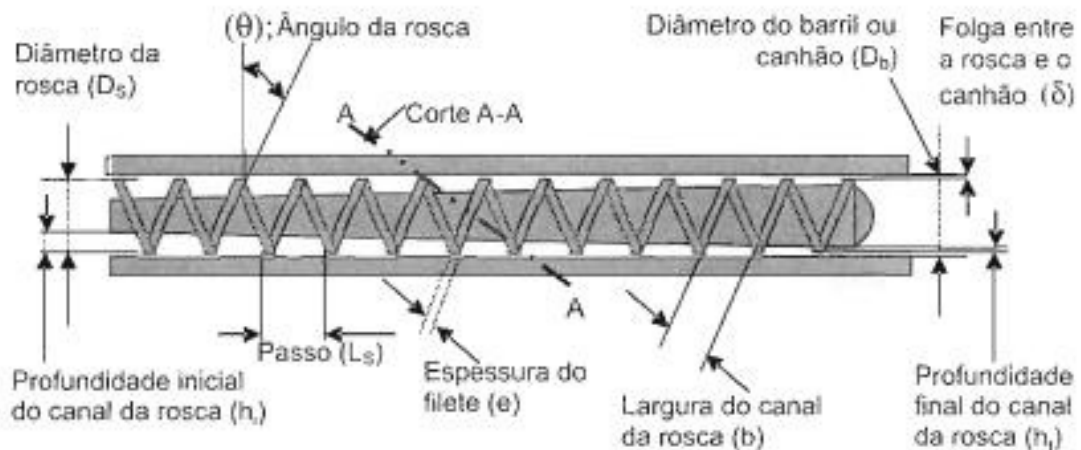
Assim, a extrusora de filamentos é uma tecnologia essencial para a produção de biomateriais sustentáveis, como destacado por Lima et al. (2021), que utilizaram a extrusão de filamentos para produzir materiais à base de amido e celulose, com potencial para aplicações em embalagens biodegradáveis e descartáveis

O processo de extrusão consiste na obtenção de produtos por meio da passagem de material fundido através de uma matriz, formando, após a sua solidificação, um produto de seção transversal constante. (Bretas, D'Ávila, 2005)

Neste processo a produção do filamento é permitido pela fusão e homogeneização do material a uma dada vazão, pressão e temperatura.

Segundo Manrich (2005) a criação de Arquimedes a rosca única de transporte, conforme Figura 04, é amplamente utilizada nos dias atuais, pois a rosca única ou monorosca é largamente utilizada para mistura, homogeneização e transporte de polímeros. Seu comprimento depende do diâmetro e do tipo de polímero ou compósito a ser processado.

Figura 04 - Esboço de uma rosca única



Fonte: Manrich (2005)

Manrich (2005) ainda destaca alguns parâmetros indispensáveis para que uma rosca extrusora que deve possuir. São eles:

- Funil
- Canhão e rosca
- Zona de controle de temperatura
- Matriz

Cada setor presente na rosca de extrusão é fundamental para a fabricação dos filamentos, e assim as funções podem ser descritas assim:

**Funil:** Local utilizado como recipiente para armazenamento da matéria prima, podendo esta estar em pellet, pó, filme, etc.

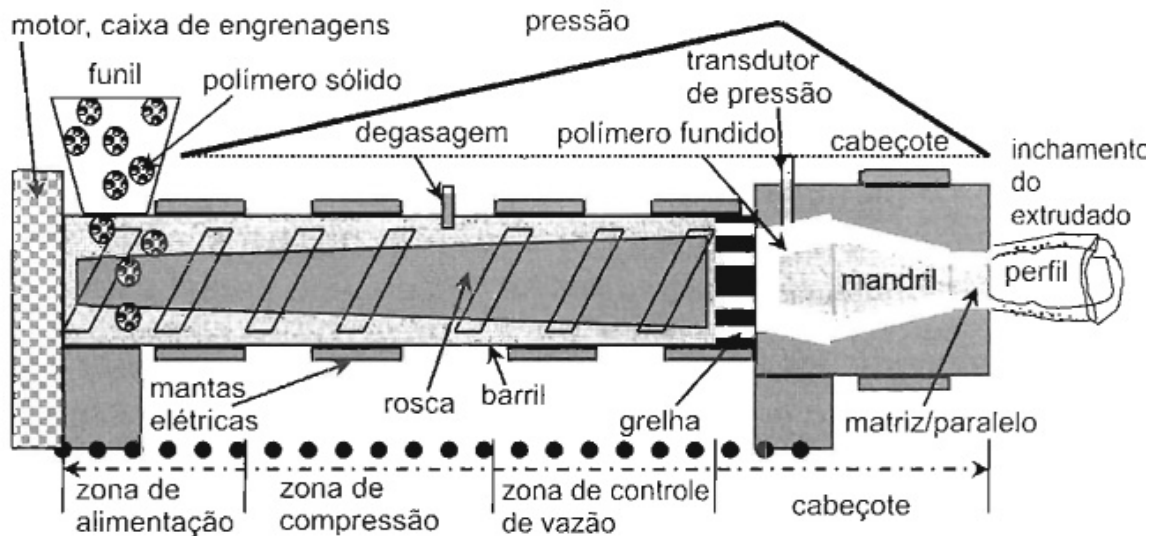
**Canhão e rosca:** Após a descida do funil por gravidade, o material chega até o conjunto canhão/rosca e através o movimento helicoidal do filete da rosca o material é transportado ao longo da rosca, passando pelas zonas de controle de temperatura.

**Zonas de controle de temperatura:** Embora estas não estejam visíveis como partes do conjunto, as zonas de controle de temperatura são responsáveis pela fusão dos componentes e desta forma, desde o aquecimento controlado até o resfriamento, cada zona permite que as características do filamento sejam preservadas.

**Matriz:** Após passar por toda extensão do canhão o material é forçado a passar pela matriz, e esta possui dimensões e características de formato que o filamento terá.

Conforme demonstrado na Figura 05, as partes descritas acima podem ser evidenciadas em um conjunto funcional.

Figura 05 – Parte Rosca extrusora



Fonte: Manrich (2005)

Uma das maiores dificuldades para combinar um material em formato de pellets com um material em pó para a produção de um filamento é a homogeneização dos materiais durante o processo de extrusão. Devido às diferenças de tamanho e de propriedades físicas entre os pellets e o pó, é comum que ocorram heterogeneidades no material derretido dentro do cilindro da extrusora.

De acordo com Souza et al. (2019), uma das maiores dificuldades na produção de filamentos a partir da combinação de materiais em formato de pellets e em pó é a homogeneização dos materiais durante o processo de extrusão. Isso ocorre porque os materiais apresentam diferenças de tamanho e propriedades físicas, o que pode levar a heterogeneidades no material derretido dentro do cilindro da extrusora. Essas heterogeneidades, por sua vez, podem afetar a qualidade do filamento produzido e comprometer a eficiência da impressão 3D.

Para minimizar esse problema, é necessário um controle cuidadoso do processo de extrusão e o uso de equipamentos adequados para a homogeneização dos materiais. A utilização de misturadores e agitadores pode melhorar a homogeneização do composto durante a extrusão, reduzindo as heterogeneidades no material e melhorando a qualidade do filamento.

Além disso, a combinação de materiais com diferentes propriedades químicas e físicas pode exigir a adição de agentes compatibilizantes, que promovem a aderência entre os materiais e melhoram a homogeneização do composto durante a

extrusão. De acordo com Lima et al. (2021), a adição de agentes compatibilizantes é fundamental para garantir a qualidade do filamento produzido e a eficiência da impressão 3D, especialmente quando se utiliza materiais poliméricos biodegradáveis e renováveis, como a amido de batata e fibras de celulose.

É importante ressaltar que as técnicas de combinação de materiais para produção de filamentos ainda estão em desenvolvimento, e é necessário aprimorar o conhecimento sobre o processo para a obtenção de materiais com melhores propriedades e maior qualidade.

Dentre algumas pesquisas que estavam focadas no desenvolvimento de extrusoras, Souza (2019) apresentou o desenvolvimento de uma extrusora de filamentos de baixo custo para produção de biomateriais, utilizando materiais recicláveis e sustentáveis. O trabalho foi baseado na utilização de uma extrusora do tipo parafuso sem fim, com controle de temperatura e taxa de alimentação de material. A extrusora foi capaz de produzir filamentos de biomateriais com boas propriedades mecânicas e adequados para a impressão 3D de dispositivos médicos.

O controle de temperatura e a taxa de alimentação de material são fundamentais para a obtenção de filamentos de qualidade.

Amorim (2020), que propôs uma extrusora de filamentos de alta eficiência energética para a produção de materiais poliméricos para impressão 3D. A extrusora desenvolvida foi baseada no princípio da extrusão a quente, utilizando um cilindro de aquecimento e um parafuso transportador para o derretimento e homogeneização dos materiais.

A fim de obter-se filamentos com propriedades físico-químicas melhoradas, Mendes (2018) teve como objetivo o desenvolvimento de uma extrusora de filamentos para a produção de compósitos de PLA reforçados com fibras de sisal. A extrusora foi desenvolvida utilizando um cilindro de aquecimento e um parafuso transportador com rosca dupla, capaz de produzir filamentos de PLA com teores variados de fibras de sisal.

A adição de tais fibras, mostraram nos resultados que a adição de fibras de sisal melhorou as propriedades mecânicas do filamento produzido e que a extrusora desenvolvida foi capaz de produzir filamentos com boa qualidade e homogeneidade.

Os principais desafios enfrentados no desenvolvimento de extrusoras de filamentos estão relacionados à obtenção de filamentos com diâmetro uniforme, sem a presença de defeitos como porosidade, bolhas e aglomerados. Além disso, o

controle adequado da temperatura e da taxa de alimentação de material também é fundamental para garantir a qualidade do filamento produzido.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Materiais

#### 4.1.1 Políácido Láctico (PLA)

Segundo Costa (2014), dentre os polímeros biodegradáveis mais conhecidos tem-se o poli(ácido láctico) - (PLA). O PLA é um dos principais biopolímeros da categoria dos polímeros biodegradáveis, devido as propriedades físicas e mecânicas apresentada por ele.

A escolha deste material para a utilização como base do filamento a ser produzido pela extrusora se dá pelo baixo custo quando comparado com a Policaprolactona (PCL) também utilizado como material para a fabricação de filamentos para bioimpressão. A Tabela 01 apresenta as propriedades físico-químicas do PLA:

Tabela 01 - Políácido láctico

<b>Nome e sigla:</b> poli(ácido láctico) (PLA) – [en. poly(lactic acid)]
<b>Classificação:</b> biopolímero
<b>Origem:</b> sintético
<b>Fórmula química:</b> (C <sub>3</sub> H <sub>4</sub> O <sub>2</sub> ) <sub>n</sub>
<b>Comportamento mecânico:</b> termoplástico
<b>Organização molecular:</b> semicristalino
<b>Densidade (sólido):</b> 1,24 g/cm <sup>3</sup>
<b>Contração volumétrica:</b> 0,5 %
<b>Temperatura de transição vítrea (T<sub>g</sub>):</b> 55 °C
<b>Temperatura de fusão (T<sub>m</sub>):</b> 180 °C
<b>Temperatura de processamento:</b> 165 a 220 °C
<b>Temperatura de uso contínuo:</b> 110 °C
<b>Secagem:</b> de 2 a 4 horas até 90 °C

Fonte: ARANDANET (2021)

O poliácido láctico (PLA) é um polímero biodegradável que tem sido amplamente utilizado como biomaterial devido às suas propriedades mecânicas e biocompatibilidade. O PLA pode ser produzido a partir de fontes renováveis, como amido de milho, e apresenta baixa toxicidade e alta biodegradabilidade em comparação com outros polímeros sintéticos (JAMIL et al., 2017; MUSSO et al., 2019).

Embora o PLA apresente vantagens em relação a outros materiais utilizados na impressão 3D, também apresenta algumas limitações. A temperatura de fusão do PLA é relativamente baixa, o que pode levar a problemas de adesão entre as camadas durante a impressão.

Um dos principais desafios é a sua baixa resistência térmica, que pode limitar a aplicação do PLA em peças que precisam suportar altas temperaturas. Segundo o estudo de Souza et al. (2018), o PLA apresenta uma temperatura de transição vítrea ( $T_g$ ) de aproximadamente  $60^\circ\text{C}$ , o que limita sua aplicação em peças que serão expostas a temperaturas superiores a essa.

Além disso, a baixa resistência ao impacto do PLA é outro desafio apontado em pesquisas brasileiras. Segundo o estudo de Malmonge et al. (2016), o PLA apresenta baixa tenacidade e resistência ao impacto, o que pode comprometer a durabilidade e resistência das peças produzidas com esse material.

Outro desafio do uso do PLA é a sua alta cristalinidade, o que pode dificultar o processo de extrusão e produção de filamentos para impressão 3D. De acordo com o estudo de Mendes et al. (2016), a alta cristalinidade do PLA pode levar à instabilidade do processo de extrusão, gerando defeitos nos filamentos produzidos.

Para solucionar os desafios da utilização do PLA, são aplicadas modificações químicas do PLA para melhorar suas propriedades mecânicas e térmicas. Sousa et al. (2017) demonstrou que a adição de nanopartículas de óxido de grafeno ao PLA pode aumentar sua resistência mecânica e térmica.

Outra estratégia é a incorporação de aditivos ao PLA durante o processo de produção de filamentos para impressão 3D. Dentre as modificações, a adição de poliuretano termoplástico (TPU) ao PLA pode aumentar sua tenacidade e resistência ao impacto, sem comprometer suas propriedades de processamento.

De acordo com Lopes et al. (2018), a adição de poliuretano termoplástico (TPU) ao polímero ácido polilático (PLA) tem se mostrado uma estratégia promissora para melhorar a tenacidade e a resistência ao impacto dos materiais baseados em PLA.

O TPU é conhecido por sua natureza elastomérica e propriedades mecânicas superiores, proporcionando maior flexibilidade e capacidade de absorção de energia.

A incorporação de TPU como um componente de blendas ou compósitos com PLA resulta em uma matriz polimérica mais resiliente, capaz de resistir a cargas de impacto e tensões de forma mais eficiente. Essa sinergia entre o PLA e o TPU tem despertado interesse no desenvolvimento de biomateriais com propriedades

mecânicas aprimoradas, tornando-os adequados para aplicações que exigem maior resistência a impactos, como na área médica e na indústria automotiva.

Outro material frequentemente utilizado em combinação com o PLA é a celulose, um biopolímero abundante na natureza. O estudo de Parize (2016) investigou a incorporação de nanocristais de celulose ao PLA para produzir filmes biodegradáveis com propriedades mecânicas e de barreira adequadas para aplicações em embalagens.

Essas combinações de materiais têm possibilitado a produção de biomateriais com diferentes propriedades e aplicações, ampliando o potencial de uso do PLA em diversas áreas, como a medicina, a indústria e o meio ambiente.

#### **4.1.2 Beta Tricálcico Fosfato ( $\beta$ -TCP)**

O segundo material na pesquisa é o beta tricálcico fosfato ( $\beta$ -TCP) é uma cerâmica, sendo por isso frequentemente empregado como biomaterial capaz de promover a óssea-integração (PEREIRA, 2015)

Segundo Gouveia (2008), as cerâmicas de fosfato de cálcio têm merecido lugar de destaque entre as denominadas biocerâmicas, por apresentarem ausência de toxicidade local ou sistêmica no organismo, ausência de inflamações, e aparente habilidade em se ligar ao tecido hospedeiro.

O beta-tricálcio fosfato é um composto frequentemente utilizado em biomateriais para aplicações em engenharia de tecidos ósseos e regeneração óssea, podendo ser combinado com o PLA para obter materiais com propriedades mecânicas e biofuncionais adequadas.

Araújo et al. (2017) avaliou a produção de blendas de PLA e beta-tricálcio fosfato para utilização em aplicações de regeneração óssea. Os resultados indicaram que a adição do beta-tricálcio fosfato aumentou a atividade osteoblástica e a mineralização em células de osteoblastos, demonstrando a viabilidade do uso desses biomateriais em aplicações de engenharia de tecidos ósseos.

Ramos et al. (2018) avaliou a produção de filmes à base de PLA e beta-tricálcio fosfato para aplicações em curativos de feridas. Os resultados indicaram que a adição de beta-tricálcio fosfato aos filmes de PLA promoveu um aumento na taxa de cicatrização de feridas em ratos, demonstrando a eficácia desses materiais em aplicações biomédicas.

Portanto, a combinação do beta-tricálcio fosfato com o PLA pode ser uma estratégia promissora para obter biomateriais com propriedades mecânicas e biofuncionais adequadas para aplicações em engenharia de tecidos ósseos e regeneração óssea, bem como em outras aplicações biomédicas.

#### **4.1.3 Materiais Utilizados na extrusora**

A da extrusora pode ser dividida em quatro partes principais: estrutura mecânica, componentes de controle eletrônico, conjunto mecânico de extrusão e funis de alimentação. Serão discutidos os materiais e processos utilizados em cada uma dessas partes, destacando suas características e contribuições para o funcionamento da extrusora.

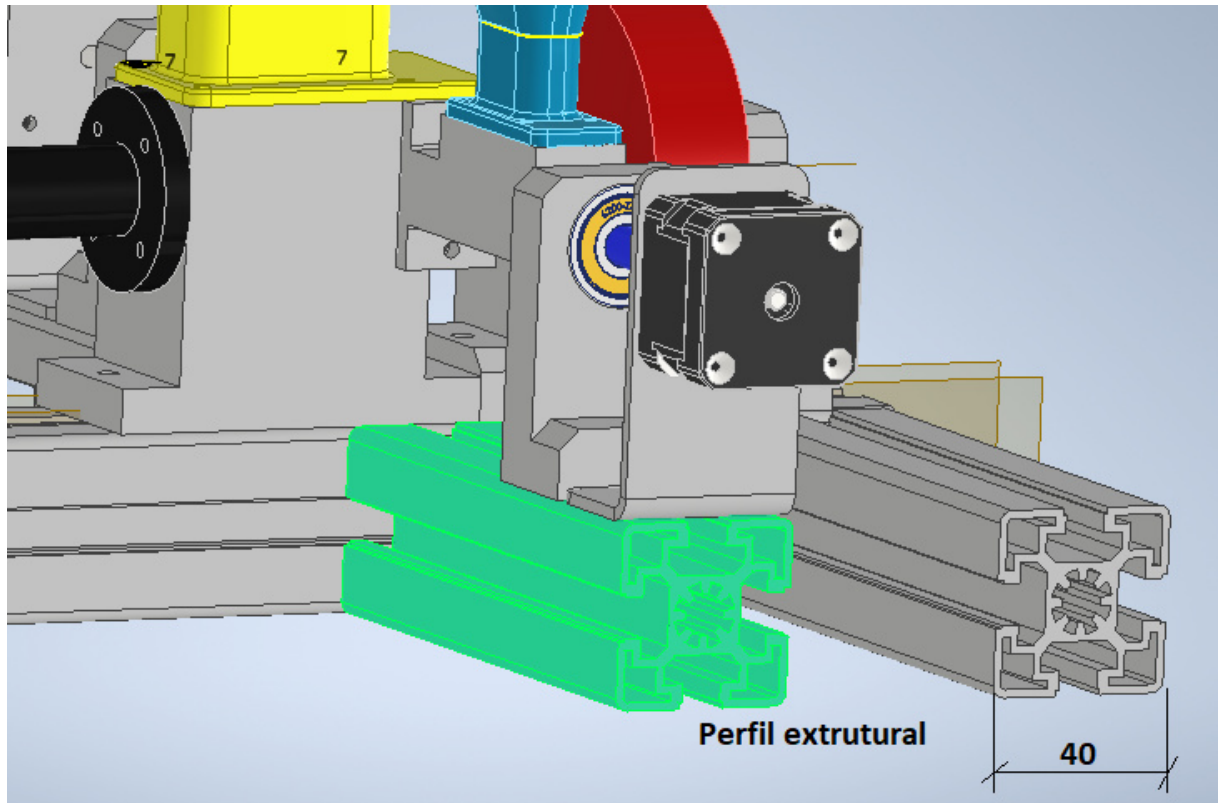
#### **4.1.4 Estrutura Mecânica**

Na seção da estrutura, foi adotado um perfil de alumínio extrudado com dimensões de 45 x 45 mm. Essa escolha foi baseada na estabilidade dimensional e estrutural oferecida pelo perfil, garantindo uma base sólida para a extrusora. A utilização do alumínio também proporciona resistência e durabilidade, essenciais para suportar as cargas e vibrações durante o processo de extrusão.

Os perfis extrudados de alumínio desempenham um papel fundamental na estrutura da extrusora, fornecendo estabilidade dimensional e estrutural. Além disso, esses perfis oferecem uma série de vantagens, como alta resistência mecânica, baixo peso e excelente capacidade de dissipação de calor. A escolha desses perfis permite a construção de uma estrutura robusta e durável para a extrusora, garantindo a estabilidade necessária durante todo o processo de extrusão. A natureza modular dos perfis extrudados de alumínio facilita a montagem e a manutenção da extrusora, permitindo ajustes e adaptações conforme necessário. A utilização desses perfis demonstra um comprometimento com a qualidade e a eficiência do projeto, garantindo uma base sólida para o funcionamento da extrusora.

A figura 06 abaixo demonstra o perfil utilizado no conjunto:

Figura 06 – Perfil estrutural de alumínio



Fonte: Do autor (2023)

#### 4.1.5 Componentes acionamento

No que diz respeito aos componentes de controle eletrônico, foram empregados motores NEMA 17 para o acionamento das roscas de alimentação secundária, e um motor NEMA 23 para o acionamento da rosca principal. Esses motores foram selecionados devido à sua eficiência e capacidade de fornecer o torque necessário para o processo de extrusão. O controle lógico desses componentes foi realizado por meio de uma placa Arduino, que permite a programação e o monitoramento das operações de forma precisa e confiável.

Os motores NEMA 17 são amplamente utilizados em uma variedade de aplicações, incluindo impressoras 3D, máquinas CNC, robótica e sistemas de automação. Eles pertencem à classe dos motores de passo, que são conhecidos por sua precisão e capacidade de fornecer torque em passos discretos.

Eles seguem o formato padrão definido pelo National Electrical Manufacturers Association (NEMA) nos Estados Unidos. Esses motores possuem uma carcaça

quadrada de 1,7 polegadas (aproximadamente 42 mm), daí o nome "NEMA 17". Essa dimensão padrão facilita sua compatibilidade e intercambiabilidade em diferentes sistemas e projetos.

São caracterizados por uma construção compacta permitindo aplicações que requerem um tamanho reduzido e design otimizado, o que os torna adequados para e alta densidade de torque. Abaixo, a figura 07exibe as especificações técnicas destes:

Figura 07 – Motor Nema 17



Fonte: Kalatec (2023)

Os motores NEMA 17 são conhecidos por sua eficiência energética e bom desempenho em termos de torque e velocidade. Eles geralmente são alimentados por corrente contínua (DC) e podem ser controlados por meio de drivers adequados, como drivers de motor de passo baseados em microcontroladores ou circuitos de controle especializados.

Devido à sua ampla disponibilidade, os motores NEMA 17 são acompanhados por uma variedade de acessórios, como acoplamentos flexíveis, polias e engrenagens, permitindo sua integração em sistemas mecânicos de forma versátil.

No contexto da extrusora, os motores NEMA 17 são selecionados para acionar as roscas de alimentação secundária. Sua combinação de tamanho compacto, precisão de posicionamento e torque adequado torna-os adequados para fornecer o movimento necessário para alimentar o material de maneira consistente e controlada durante o processo de extrusão.


Por outro lado, o motor NEMA 23 tem uma dimensão padrão maior, com uma carcaça quadrada de aproximadamente 57 mm. Essa maior dimensão permite que ele

forneça um torque mais elevado em comparação com o NEMA 17. Isso o torna adequado para aplicações que exigem movimentos de carga mais pesados ou que exigem um torque mais alto para superar resistências mecânicas.

Além disso, devido ao maior tamanho do NEMA 23, ele também pode ter uma capacidade de carga maior em comparação com o NEMA 17. Isso significa que ele pode lidar com cargas mais pesadas ou sistemas com maior inércia, proporcionando uma resposta mais eficaz em termos de aceleração e desaceleração.

No contexto da extrusora mencionada, o motor NEMA 23 é selecionado para acionar a rosca principal de extrusão. Isso se deve à necessidade de um torque mais elevado para alimentar e extrudar o material de forma consistente. Abaixo, a figura 08 exibe as especificações técnicas do motor Nema 23:

Figura 08 – Motor Nema 23

Flange: 56,0mm	
Passo em Angulo: 1,8°	
<b>Torque Estático Bipolar: 1,90Nm (19,0kgf.cm)</b>	
Quantidade de Fios: 08	
Ligações possíveis: Unipolar, Bipolar Serie e Bipolar Paralelo	
Corrente Bipolar Serie: 1,40A/fase	
Corrente Bipolar Paralelo: 2,80A/fase	
Corrente Unipolar: 2,0A/fase	
Inercia: 480g.cm <sup>2</sup>	
Temperatura de Operação: -20 a + 50 °C	
Classe de isolamento: Classe B (130 °C)	
Diâmetro do eixo: 1/4" (6,35 mm)	
Peso: 1,0Kg	

Fonte: Kalatec (2023)

#### 4.1.6 Conjunto Mecânico de Extrusão

O conjunto mecânico de extrusão é composto por peças usinadas em alumínio 6351. Essas peças foram produzidas por meio de diversos processos de usinagem, incluindo fresamento convencional e fresamento à CNC.

Além dos elementos de fixação mecânica, tais como parafusos, arruela e elementos de máquina como acoplamentos e rolamentos, as peças que compõem o conjunto mecânico de extrusão foram fabricadas com peças de alumínio liga 6351, manufaturadas por processos de fresagem mecânica convencional e à CNC.

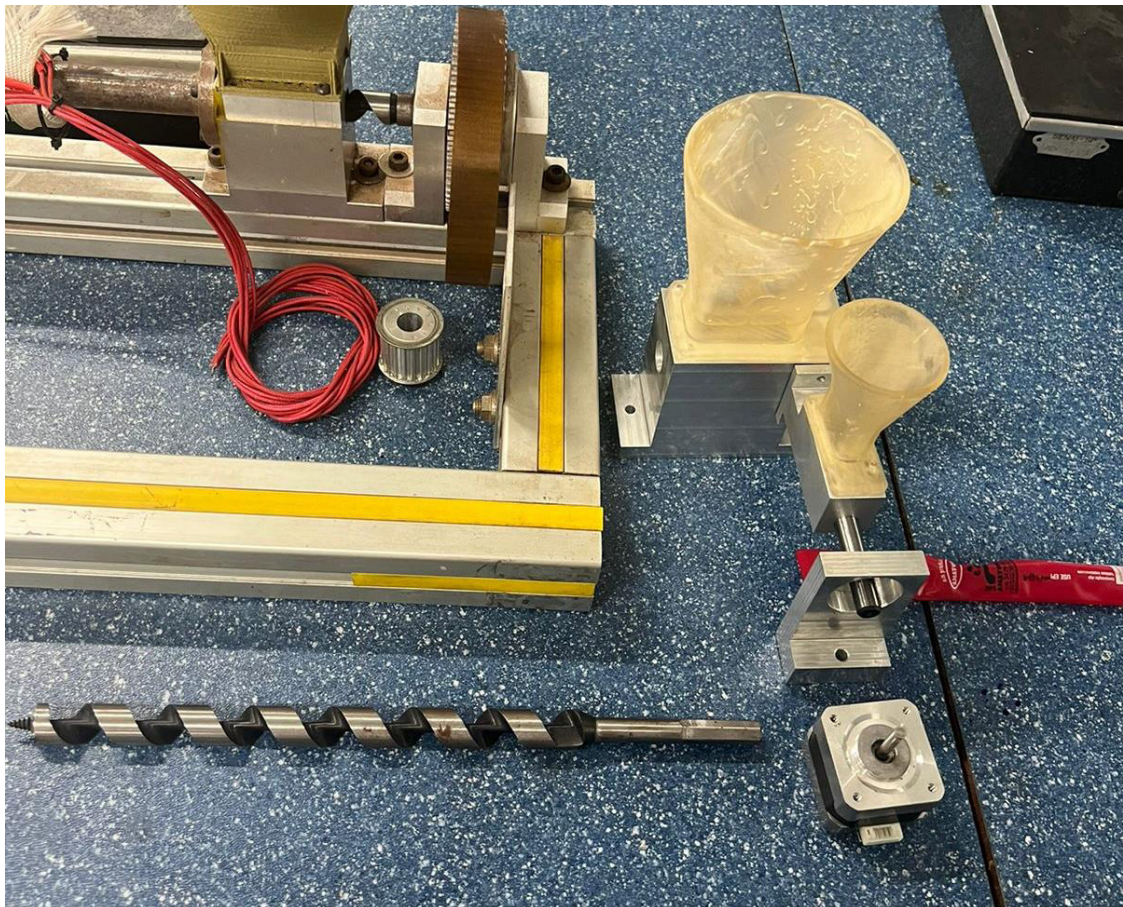
O alumínio 6351 é uma liga de alumínio amplamente empregada na indústria para a fabricação de peças usinadas. Essa liga é conhecida por suas propriedades mecânicas favoráveis, tornando-a uma escolha popular em diversas aplicações.

Uma das características distintivas do alumínio 6351 é a sua excelente usinabilidade. Isso significa que é facilmente trabalhado e moldado por meio de processos de usinagem, como fresamento convencional e fresamento à CNC. Essa usinabilidade permite a fabricação de peças complexas com alta precisão dimensional. Este também possui uma boa resistência mecânica, o que o torna adequado para aplicações que exigem componentes resistentes e duráveis. Essa resistência mecânica é especialmente relevante em situações em que as peças estão sujeitas a cargas ou tensões significativas.

De modo experimental, foram utilizadas roscas constituição de Aço rápido, *High Speed Steel* (HSS), que devido a resistência a abrasão.

A figura 09 exhibe os componentes que compõe o projeto.

Figura 09 – Componentes do projeto



Fonte: Do autor (2023)

## 4.2 Desenvolvimento

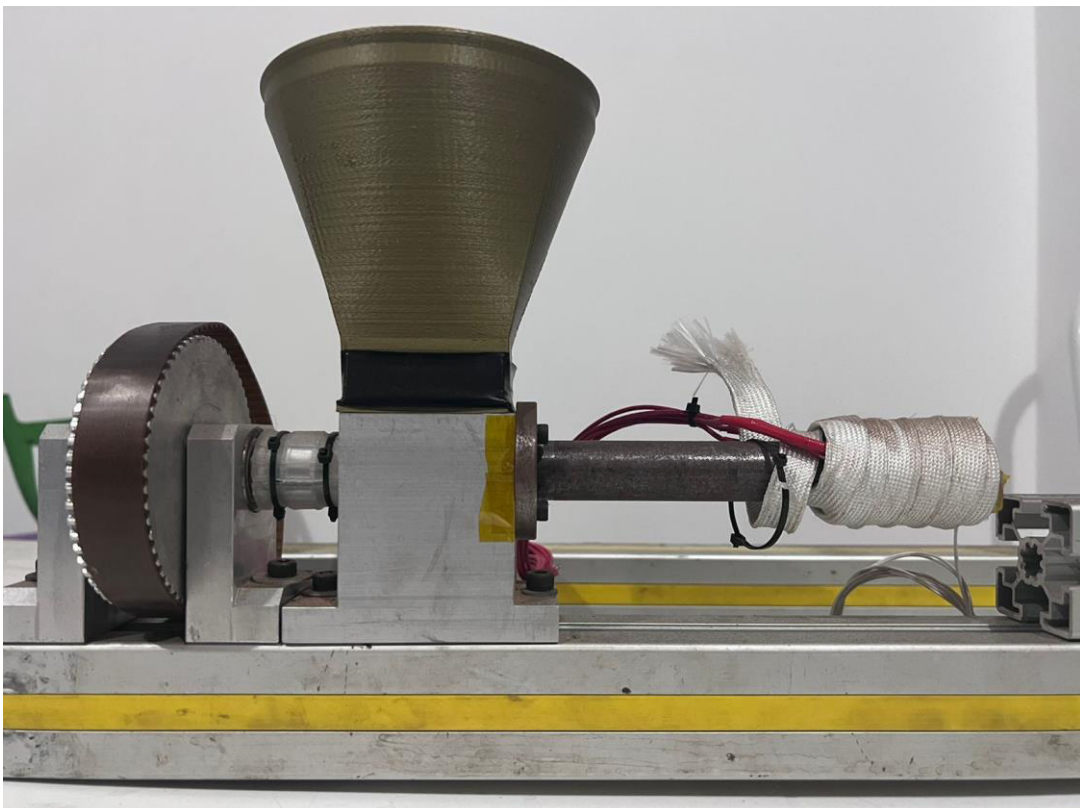
### 4.2.1 Fabricação da Extrusora

A etapa inicial do desenvolvimento da extrusora envolveu a aplicação da tecnologia CAD (Computer-Aided Design) por meio do software Autodesk Inventor 2024. Esse software de design assistido por computador proporcionou uma plataforma avançada para modelagem tridimensional e simulação da extrusora. O uso do Autodesk Inventor permitiu uma análise detalhada da montagem, colisões potenciais e outros aspectos críticos do projeto. Além disso, essa ferramenta computacional possibilitou a identificação e correção de falhas de projeto de forma ágil e eficiente, garantindo a integridade e o desempenho adequado da extrusora.

Com o projeto desenvolvido no software, pode-se dividir em duas fases.

Na fase inicial, a extrusora é composto de um único funil e armazenamento que permite a rosca de extrusão possa ser alimentada diretamente. A extrusora produzido, conforme Figura 10, se como uma rosca única e com o filete paralelo para movimentação e extrusão.

Figura 10 – Vista geral da extrusora



Fonte: Do Autor

O funil, destacado na Figura 11, foi projetado para apenas um material e este depositado em pellets.

Figura 11 – Funil com pellets



Fonte: Do Autor

Como pode-se observar, o funil foi produzido por meio da impressão 3D. A técnica utilizada foi a FDM e toda a superfície do funil aparenta alta rugosidade, deixando a mesma áspera.

Neste funil, a rugosidade encontrada foi de  $14,3 \mu\text{m}$ , sendo este similar ao acabamento presente em peças fabricadas por meio do processo de corte por serra.

Para solucionar o desafio da rugosidade do funil de  $14,3 \mu\text{m}$ , foram realizados estudos adicionais visando melhorar o fluxo de material durante o processo experimental. Foi identificado que a rugosidade do funil contribuía para a aderência das partículas do material, prejudicando o fluxo adequado. Como solução, foram implementadas alterações na superfície interna do funil, utilizando técnicas de polimento e acabamento especializado. Essas melhorias resultaram em uma

diminuição significativa da rugosidade e permitiram um fluxo mais suave e eficiente do material ao longo do funil. A otimização do design do funil foi um passo importante para garantir o desempenho adequado da extrusora, evitando obstruções e melhorando a qualidade do processo de extrusão.

Foi implementada a substituição dos funis, anteriormente manufaturados por FDM, agora foram produzidos pelo processo de estereolitografia (Stereolithography – SLA). Nesta nova produção, pode-se obter uma superfície com menor rugosidade que a anterior, permitindo um melhor escoamento dos materiais. A figura 12 permite visualizar os novos funis instalados no projeto.

Figura 12 – Novos funis impressos pela tecnologia SLA



Fonte: Do Autor

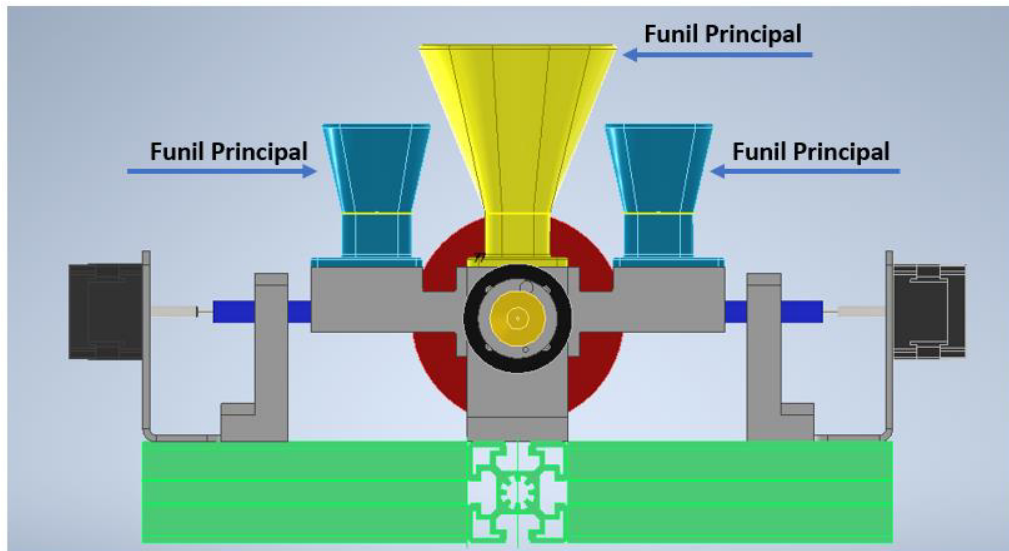
Nestes novos funis, a rugosidade foi reduzida para  $0,77 \mu\text{m}$ , sendo esta similar à acabamento de peças produzidas por processos de polimento.

#### 4.2.2 Alimentação auxiliar

Nesta fase da pesquisa, os materiais utilizados eram acondicionados em uma única alimentação e esta não garantia uma alimentação homogênea destes.

Após esta análise, algumas alterações foram implementadas nos equipamentos, permitindo que diferentes materiais possam ser combinados. Pode-se verificar a implementação na figura 13:

Figura 13 – Implementação de roscas

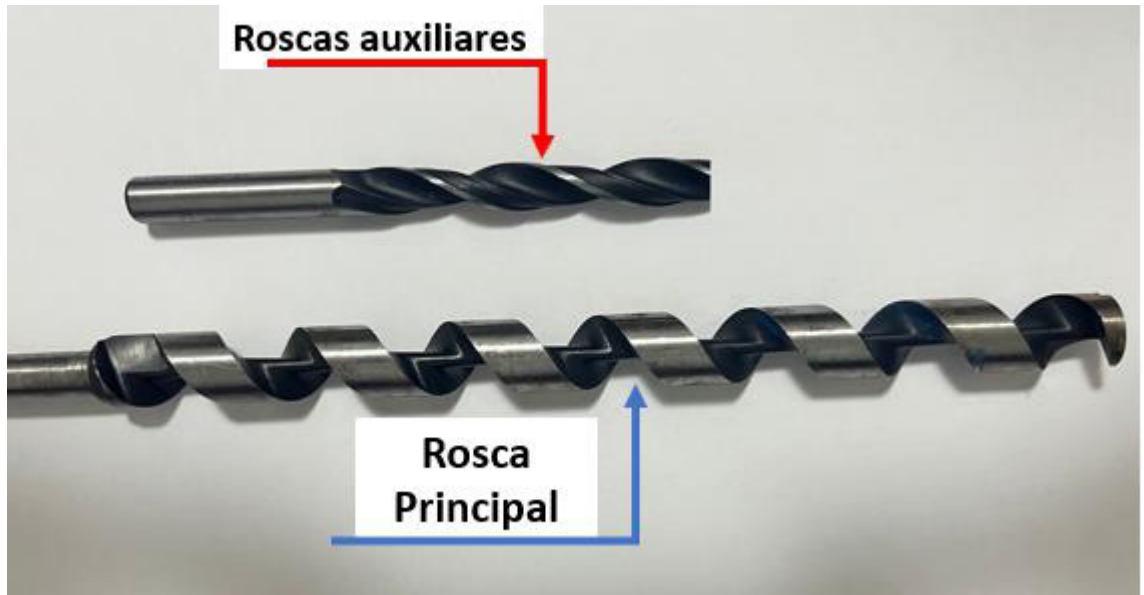


Fonte: Do Autor

Nesta nova configuração, além da rosca extrusora principal de  $\varnothing 16\text{mm}$  com rosca paralela, foram adicionados de forma mais duas roscas de  $\varnothing 10\text{mm}$ , 62,5% menor que a rosca principal.

A figura 14 permite uma análise visual das roscas utilizadas. A rosca principal possui  $\varnothing 16\text{mm}$ , filetes com passo de 32mm e 6mm de profundidade. Já as roscas auxiliares possuem  $\varnothing 10\text{mm}$ , filetes com passo de 26mm e 4mm de profundidade. Destaca-se que todas as roscas possuem uma geometria paralela, ou seja, não possui conicidade em sua geometria.

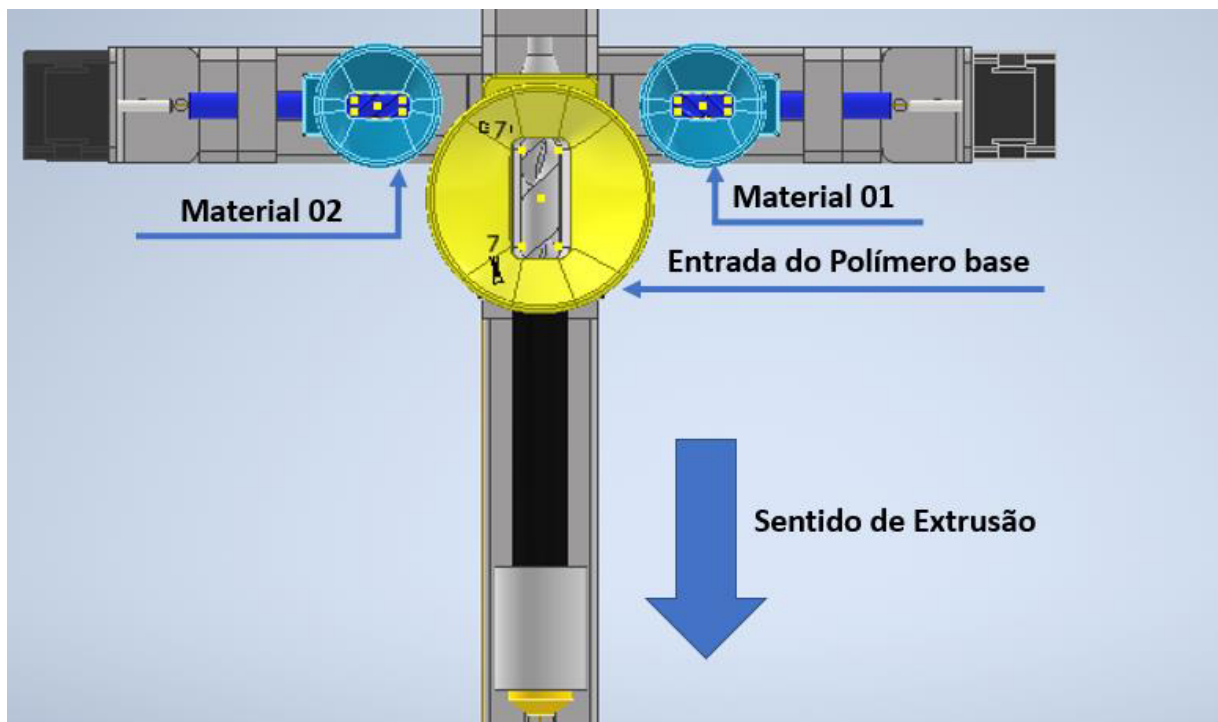
Figura 14 – Roscas



Fonte: Do Autor

De modo experimental, os materiais com menor granulometria são adicionados à rosca antes do polímero base que possui a forma de pellets. A Figura 15 permite a analisar a entrada dos materiais que irão compor o biomaterial em forma de filamento.

Figura 15 – Entrada dos materiais



Fonte: Do Autor

Como pode-se notar na figura 15, os materiais adicionais, os seja, os materiais secundários utilizados na fabricação do filamento são adicionados antes da entrada do polímero base, permitindo assim que o fundo da rosca fique carregado com eles e recobertos pelo polímero base durante a extrusão.

Embora esta implementação se fez de modo experimental, a ideia utilizada no desenvolvimento é permitir que o filamento carregue os materiais secundários e o material secundário de forma homogênea.

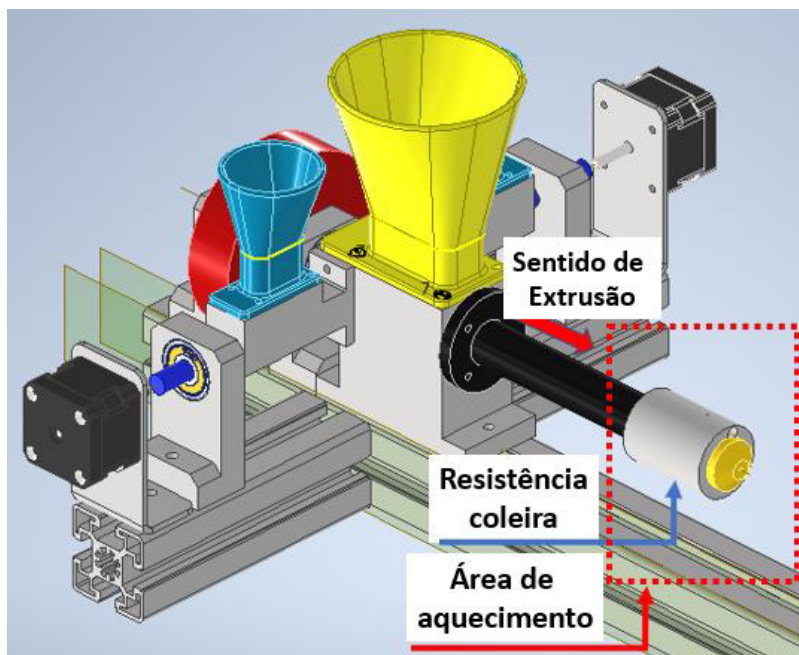
A entrada dos materiais secundários se dá primeiro na rosca devido a sua granulometria menor que a granulometria do material base.

O Funil principal possui um volume de  $274510\text{mm}^3$  e cada funil auxiliar possui  $47797\text{mm}^3$ .

#### 4.2.3 Extrusão

Ao coletar todos os materiais que farão a composição do biomaterial, os materiais seguem o sentido da extrusão e chegam à zona de aquecimento. Nesta região foram dispostas uma resistência do tipo coleira de 110V com 100W de potência. O controle de temperatura é realizado por 2 sensores de Temperatura Termoresistência Pt100 Ø6x50mm. A figura 16 exhibe a zona de aquecimento e o local onde estão dispostas a resistência do tipo coleira.

Figura 16 – Área de aquecimento



Fonte: Do Autor

Os sensores são os responsáveis por coletar a temperatura na zona de aquecimento, enviar à placa controlada e manter o sistema no ciclo de funcionamento. O sensor de temperatura PT100 pode -se ser conhecido pelo seguinte datasheet:

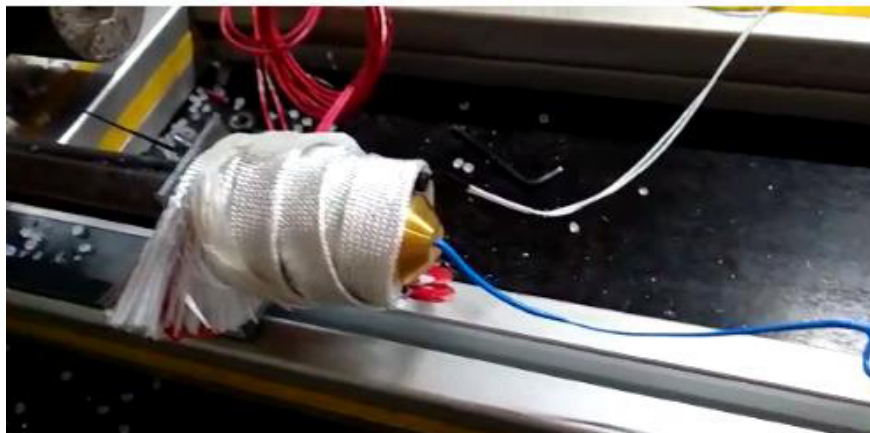
Tabela 02 – Datasheet PT100

Technical Data			
<b>Standard sensor</b>		<b>Common data for both types</b>	
Measuring range	-50...205°C	Case material	Acid-proof, stainless steel AISI 316 Ti (W 1.4571)
Ambient temperature	-50...205°C	Case dimensions	ø5.8 mm x 60 mm
Marking label	-30...105°C	Time constant $\tau_{0.5}$	See table
Pressure range	≤ 25 bar (water flow 3m/sec.)	Accuracy	DIN/EN/IEC 60751
Humidity	< 98% RH, condensing	1/1 DIN B	±(0.3 + 0.005 x t) °C
Protection class	IP 65	1/3 DIN B	±1/3 x (0.3 + 0.005 x t) °C
Cable type	High-flexible silicone, grey	1/6 DIN B	±1/6 x (0.3 + 0.005 x t) °C
Wires	4 (2 x Red, 2 x white)	Vibrations	Lloyds Register, test 2
Length	up to 99.99 metres	Mechanical tolerances	ISO 2768-m
<b>Air sensor</b>		<b>Disposal of product and packing</b>	
Measuring range	-50...205°C	According to national laws or by returning to Baumer	
Ambient temperature	-50...205°C		
Marking label	-30...105°C		
Environment	Non-aggressive air		
Air gap	8 holes, ø3 mm		
Humidity	< 98% RH, condensing		
Protection class	IP 65		
Cable type	High-flexible silicone, grey		
Wires	4 (2 x Red, 2 x white)		
Length	up to 99.99 metres		

Fonte: Baumer Process

Após a montagem do conjunto, usou-se a temperatura de 180°C para a extrusão do filamento, permitindo que o material fosse extrusado de forma constante. A figura 17 exhibe o material sendo extrusado.

Figura 17 – Extrusão do filamento

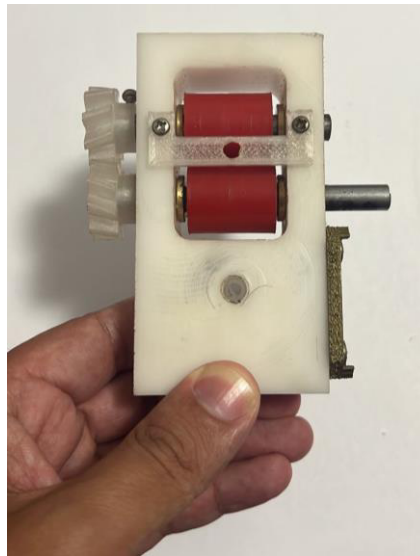


Fonte: Do Autor

Devido ao tracionamento manual, o filamento também não apresentou uma estabilidade dimensional e de forma, fazendo se necessário um controle de tracionamento do filamento conforme produzido.

Ao longo do conjunto da extrusora, fez se necessário a instalação de um sistema de tracionamento automático, controlado por 2 roletes de polímero, permitindo um tracionamento suave do filamento produzido. A figura 18 exibe o tracionador projetado.

Figura 18 – Tracionador



Fonte: Do Autor

Com a instalação deste sistema o filamento produzido manteve-se com seu diâmetro constante e com a circularidade uniforme.

Entretanto, mesmo uniforme, não foi possível a produção do filamento que em sua composição combinasse PLA com fosfato de cálcio e celulose bacteriana.

Mesmo sem a combinação de materiais adicionais, foi produzido um filamento com a combinação de PLA na forma de pellets na cor natura, associados a fragmentos de filamentos de PLA nas cores vermelha e preta.

O filamento produzido não foi analisado por microscopia e assim, não se pode comprovar o grau de homogeneidade do processo.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

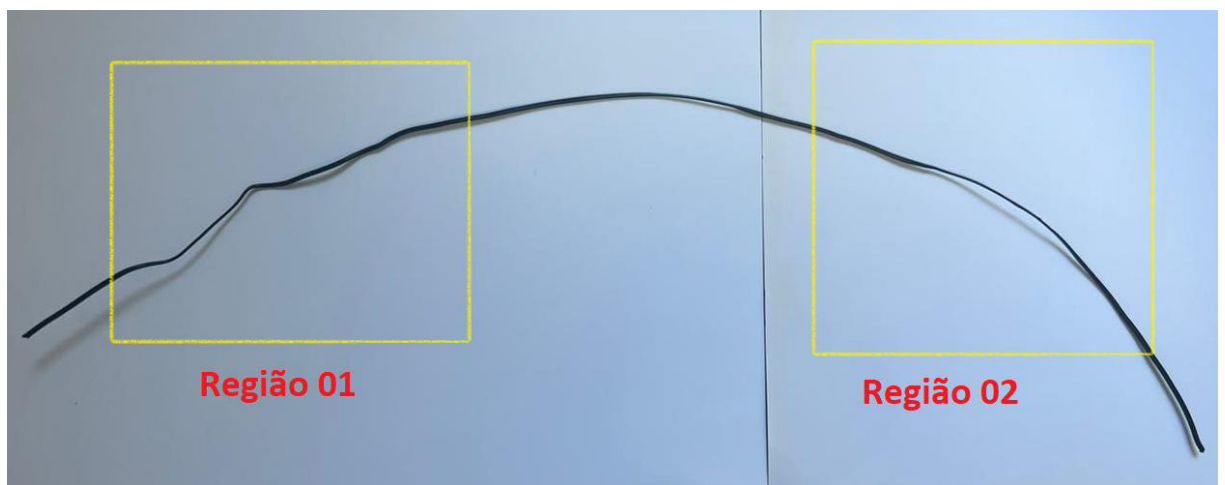
Uma vez concluída a montagem e ajustes da extrusora, pode-se então realizar a extrusão de filamentos para análise visual e dimensional, sabendo que um dos objetivos deste projeto é a produção de filamentos para utilização em impressoras comerciais.

Os filamentos comerciais possuem um diâmetro  $\varnothing 1,75\text{mm}$ .

### 5.1 Extrusão com tracionamento manual

Na primeira versão da extrusora, o tracionamento do filamento durante sua extrusão era feito de modo manual e conforme figura 19. Nota-se que ele possui deformações em toda sua extensão e destaca-se as regiões 01 e 02 pelas deformações.

Figura 19 – Filamento tracionado manualmente



Fonte: Do Autor

Se fez então uma análise dimensional no mesmo para mensurar esta deformação, isolando cada região em um comprimento experimental de 100mm de comprimento. A figura 20 permite exibir a região 01.

Figura 20 – Imagem da região 01



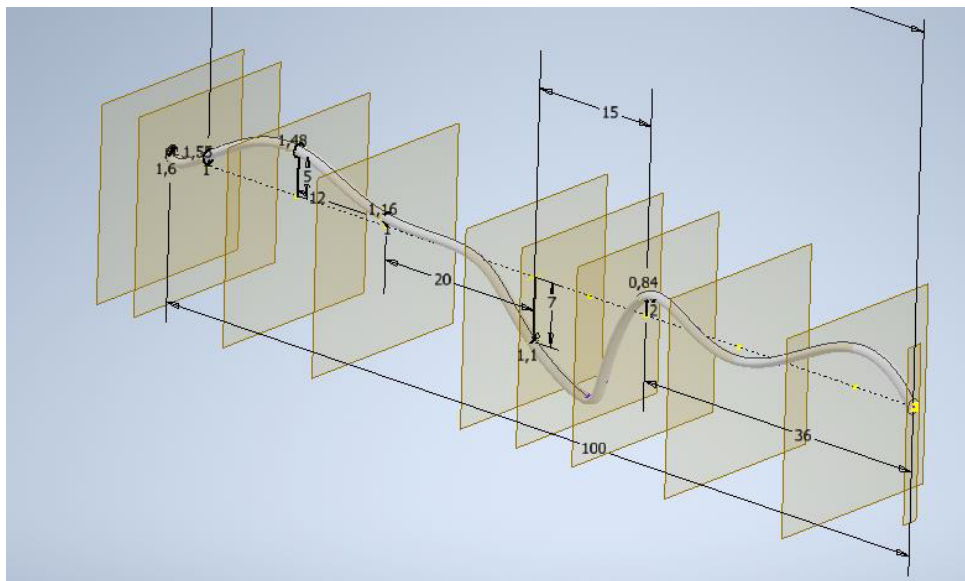
Fonte: Do Autor

Visualmente o filamento apresentou grande deformação de forma.

Neste mesmo comprimento de 100mm, através da medição bidimensional por meio de um paquímetro digital Mahr, com resolução de 0,01mm, fez-se uma verificação do diâmetro em cada seção que apresentou grande deformação visual.

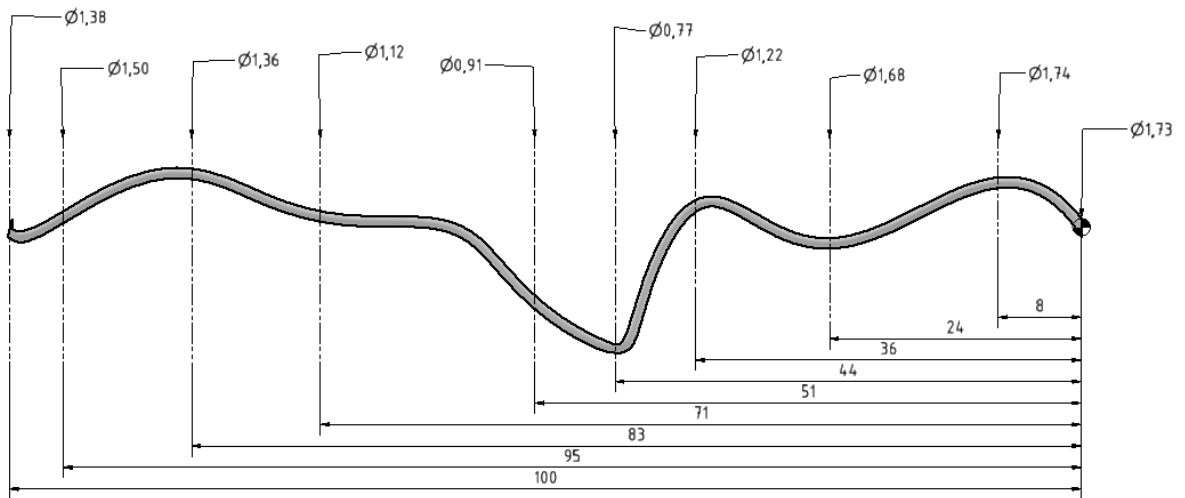
Utilizando o software Autodesk Inventor Professional, gerou-se o modelo tridimensional do filamento. As distâncias de cada seção seguiram a deformação apresentada pelo filamento. A figura 21 exibe o modelo tridimensional gerado e a figura 22 traz um relatório dimensional.

Figura 21 – Modelo tridimensional da região 01



Fonte: Do Autor

Figura 22 – Medição dimensional da região 01



Fonte: Do Autor

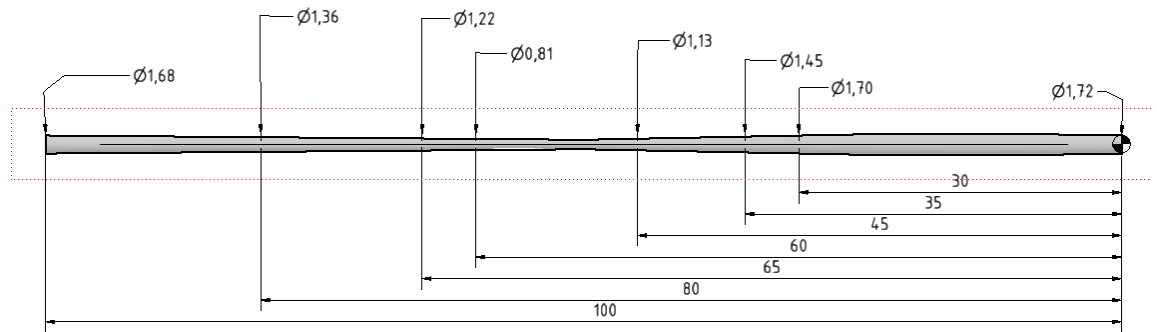
A Região 02 exibida na figura 18 apresentou visualmente menor deformação de forma, porém também deformação dimensional no diâmetro em seções dentro do comprimento de 100mm analisado. A figura 23 exhibe a região 02 isolada e a figura 24 permite uma análise dimensional nas seções.

Figura 23 – Imagem da região 02



Fonte: Do Autor

Figura 24 – Medição dimensional da região 02



Fonte: Do Autor

Embora com uma deformação de forma menor, a região 02 também apresentou grande variação de diâmetro dentro do comprimento experimentado.

O diâmetro nominal dos filamentos comerciais de impressão FDM é de  $\text{Ø}1,75\text{mm}$ . Na região 01 a amplitude da variação dos diâmetros das seções foi de  $0,97\text{mm}$ , sendo o maior diâmetro desta seção foi de  $\text{Ø}1,74\text{mm}$  e o menor com  $\text{Ø}0,77\text{mm}$ .

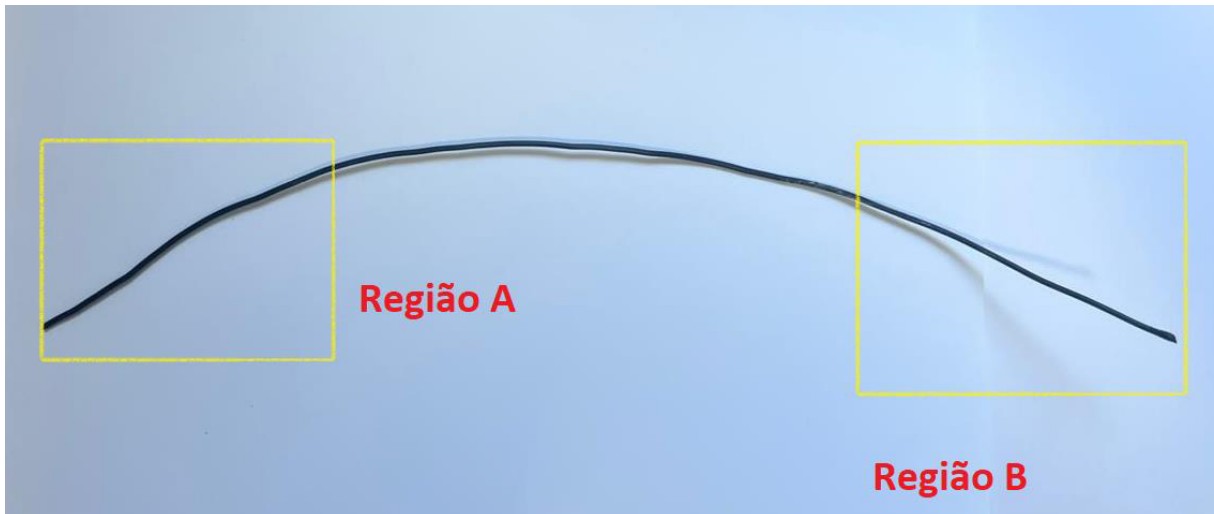
Já na região 02, a amplitude da variação foi de  $0,91\text{mm}$ , com o maior diâmetro de  $\text{Ø}1,72\text{mm}$  e o menor com  $\text{Ø}0,81\text{mm}$ .

Esta variação mesmo não ultrapassando o diâmetro nominal dos filamentos comerciais, pode ser um fator impeditivo de utilizar estes filamentos em impressoras que utilizam a tecnologia FDM. Entretanto, o fator principal impeditivo da utilização deste é a grande deformação de forma causada pelo tracionamento manual.

## 5.2 Extrusão com tracionamento automático

Como exibido anteriormente na figura 17, instalou-se na extrusora um tracionador automático que permitiu a produção de um filamento com maior estabilidade de forma com pode-se verificar na imagem 25.

Figura 25 – Filamento tracionado automaticamente



Fonte: Do Autor

Também este foi dividido em duas seções, sendo estas A e B como exibido na figura 25.

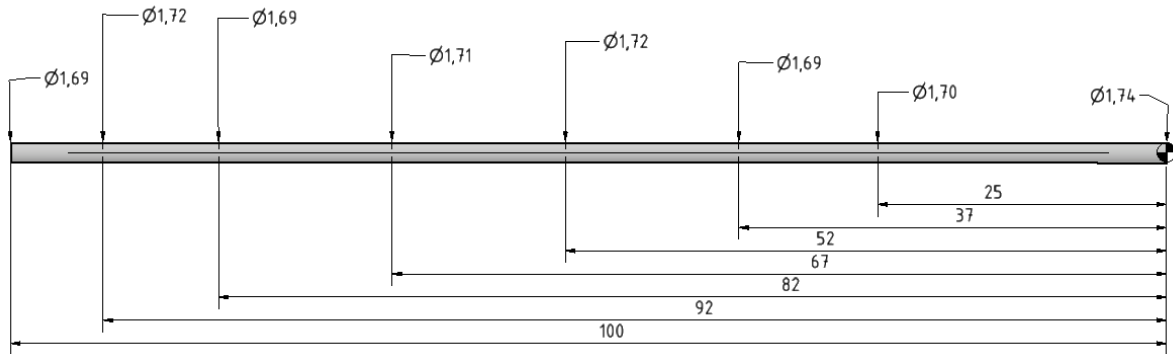
A Região A pode-se verificar na figura 26 e analisar sua variação dimensional através da figura 27.

Figura 26 – Imagem da região A



Fonte: Do Autor

Figura 27 – Medição dimensional da região A



Fonte: Do Autor

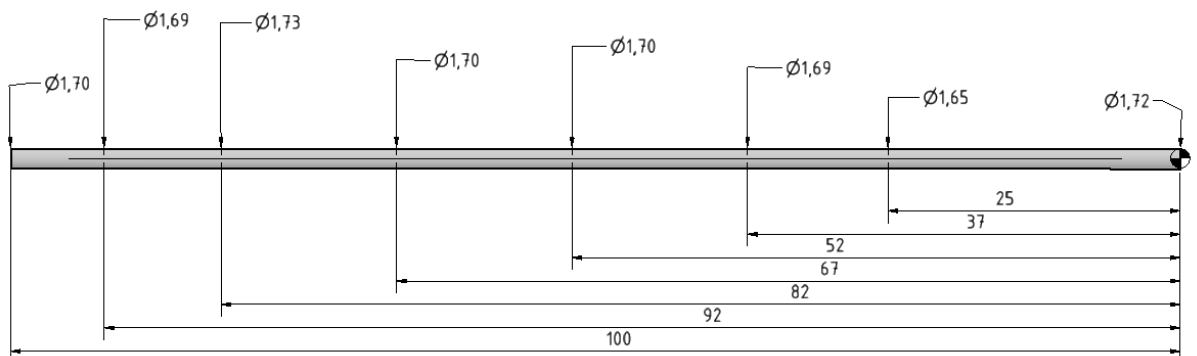
A Região B pode-se verificar na figura 28 e analisar sua variação dimensional através da figura 29.

Figura 28 – Imagem da região B



Fonte: Do Autor

Figura 29 – Medição dimensional da região B



Fonte: Do Autor

Com uma deformação de forma menor este filamento em ambas as regiões analisadas apresentou maior estabilidade dimensional.

Na região A, figura 27, a amplitude da variação encontrada foi de 0,05mm, sendo o maior diâmetro com  $\varnothing$  1,74mm e o menor com  $\varnothing$ 1,69mm.

Já na região B, figura 29, a amplitude da variação encontrada foi de 0,04mm, sendo o maior diâmetro com  $\varnothing$  1,73mm e o menor com  $\varnothing$ 1,69mm.

Esta variação permitiria este filamento que possui uma mínima variação de forma e um desvio dimensional máximo de 0,05mm, não ultrapassando o valor nominal de  $\varnothing$  1,75mm, ser utilizado em impressoras comerciais.

Uma vez que os filamentos produzidos em ambas as situações, possuem em sua composição PLA, não se tornou viável a aplicação de microscopia.

## 6 CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos pode-se concluir:

- Pode-se manufaturar o filamento, onde o material base é o PLA, sem materiais adicionais ou complementares.
- A maior dificuldade para produção com tracionamento manual se deu pela não conformidade, ou seja, o filamento produzido ficou deformado, sem um diâmetro constante.
- O conjunto tracionador instalado permitiu que o filamento produzido possuísse sua forma e dimensão aceitáveis.
- Embora sem associação de outros materiais, o filamento produzido com apenas PLA em diferentes granulometrias permitiu verificar a eficácia do equipamento.
- O capítulo seguinte traçará as perspectivas para a continuação desta pesquisa.

## **7 PERSPECTIVAS**

Após as considerações finais e avaliando os resultados obtidos, traça-se as seguintes perspectivas para continuidade a esta pesquisa e para implementações de melhorias:

Uma das perspectivas futuras desta pesquisa será a produção do filamento pela associação de outros materiais com granulometria menores que os pellets de PLA natural para a produção de um biomaterial.

## 8 REFERÊNCIAS

- ADEMARK, P. *et al.* Multiple  $\alpha$ -galactosidases from *Aspergillus niger*: purification, characterization and substrate specificities. **Enzyme and Microbial Technology**, [s.l.], v. 29, p. 441-448, 2001.
- AFONSO, A. S.; A. **Interacção entre biomateriais e tecido ósseo**. 19898. 213 f. Tese (Doutorado em Medicina Dentária) – Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, Porto, 1998. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/handle/10216/10109?mode=full>. Acesso em: 28 abr. 2023.
- AMORIM, R. B. **Utilização da manufatura aditiva no desenvolvimento de um produto para redução de riscos ocupacionais na indústria automotiva**. 2022. 91 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2022. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/35384>. Acesso em: 28 abr. 2023.
- ARAÚJO, L. F. *et al.* Poly(lactic acid)/beta-tricalcium phosphate composites: characterization and in vitro biological behavior. *Journal of Applied Polymer Science*, v. 134, n. 4, 2017. DOI: 10.1002/app.44363.
- BATISTA, L.A.P.S. **Manufatura aditiva de scaffolds de fosfatos de cálcio visando aplicação na engenharia tecidual**. 2021.
- BOSE, S.; ROY, M.; BANDYOPADHYAY, A. Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. **Trends in Biotechnology**, Maryland Heights, v. 30, n. 10, p. 546-554, out. 2012. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2012.07.005>. Acesso em: 01 fev. 2022.
- BRETAS, R. E. S.; D'ÁVILA, M. A. **Reologia de polímeros fundidos**. 2. ed. São Carlos: EdUFSCar, 2005. Disponível em: [https://www.academia.edu/46848485/Reologia\\_de\\_Pol%C3%ADmeros\\_Fundidos\\_Ros%C3%A1rio\\_Bretas](https://www.academia.edu/46848485/Reologia_de_Pol%C3%ADmeros_Fundidos_Ros%C3%A1rio_Bretas). Acesso em: 01 fev. 2022.
- CARTER, S. D. *et al.* Additive biomanufacturing: an advanced approach for periodontal tissue regeneration. **Annals of Biomedical Engineering**, [s.l.], v. 45, n. 1, p. 12-22, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1687-2>. Acesso em: 01 fev. 2022.
- CHUNG, C.; BURDICK, J. A. Influence of three-dimensional hyaluronic acid microenvironments on mesenchymal stem cell chondrogenesis. **Tissue Engineering Part A**, [s.l.], v. 15, n. 2, p. 243-254, fev. 2009. DOI: <https://doi.org/10.1089/ten.tea.2008.0067>. Acesso em: 28 abr. 2023.
- COSTA, M. C.; OLIVEIRA, S. V.; ARAÚJO, E. M. Propriedades mecânicas e térmicas de sistemas de PLA e PBAT/PLA. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos**, Campina Grande v. 9, n. 2, p. 112-117, 2014. Disponível em: <http://www2.ufcg.edu.br/revista-remap/index.php/REMAP/article/viewFile/430/316>. Acesso em: 28 abr. 2023.
- DHAWAN, V., LYBRAND, K. E., & TSIHLIS, N. D. (2018). Transforming growth factor-beta and collagen scaffolds in the tissue engineering of skeletal muscle. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 24(3), 194

DRURY, J. L.; MOONEY, D. J. Hydrogels for tissue engineering: scaffold design variables and applications. *Biomaterials*, [s.l.], v. 24, n. 24, p. 4337-4351, nov. 2003. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(03\)00340-5](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(03)00340-5). Acesso em: 01 fev. 2022.

GOUVEIA, D. S. **Obtenção de pós nanométricos de hidroxiapatita sintetizados com magnésio utilizando ultra-som**. 2008. 129 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008. Disponível em: <http://repositorio.ipen.br/handle/123456789/11661>. Acesso em: 28 abr. 2023.

GU, B. K. *et al.* 3-dimensional bioprinting for tissue engineering applications. **Biomaterials Research**, [s.l.], v. 20, n. 12, p. 1-8, 2016. DOI 10.1186/s40824-016-0058-2. Acesso em: 28 abr. 2023.

GUASTALDI, A. C. *et al.* **Bioimpressão 3D no contexto da indústria 4.0 aplicada à saúde**. São Carlos: EdUFSCar, 2022.

JAMIL, S. *et al.* Production of poly-lactic acid (PLA) from renewable sources: a review on microbial fermentation process. **Brazilian Journal of Chemical Engineering**, São Paulo, v. 34, n. 3, p. 621-637, 2017. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0104-66322017000300621&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-66322017000300621&lng=en&nrm=iso). Acesso em: 04 maio 2023.

LARA-PADILLA, H. *et al.* Influence of controlled cooling in bimodal scaffold fabrication using polymers with different melting temperatures. *Materials*, [s.l.], v. 10, n. 60, [s.n.], jun. 2017. DOI: <https://doi.org/10.3390/ma10060640>. Acesso em: 04 maio 2023.

LEE, K. Y.; MOONEY, D. J. Hydrogels for tissue engineering. **Chemical Reviews**, [s.l.], v. 101, n. 3, p. 1869-1879, jul. 2011. DOI: <https://doi.org/10.1021/cr000108x>. Acesso em: 04 maio 2023.

LIMA, M. M. *et al.* Production and characterization of 3D printed bio-based polymer composites from potato starch and cellulose fibers. *Carbohydrate Polymers*, v. 254, p. 117277, 2021.

LOPES, M. S., *et al.* (2018). Poly(lactic acid)/thermoplastic polyurethane blends: Mechanical, morphological and thermal characterization. *Journal of Polymers and the Environment*, 26(4), 1575-1582.

MALMONGE, J. A. *et al.* Influence of PLA filament properties on 3D printed tensile specimens. *Materials Research*, v. 19, n. 3, p. 553-560, 2016. DOI: 10.1590/1980-5373-MR-2015-0579.

MANRICH, S. **Processamento de termoplásticos: rosca única, extrusão e matrizes, injeção e moldes**. São Paulo: Artliber, 2005.

MENDES, A. C. *et al.* Influence of PLA melt flow behavior on filament extrusion for additive manufacturing. *Materials Science and Engineering: C*, v. 61, p. 935-945, 2016.

MOHSENI, M.; HUTMACHER, D. W.; CASTRO, N. J. Independent evaluation of medical-grade bioresorbable filaments for fused deposition modelling/fused filament fabrication of tissue engineered constructs. **Polymers**, [s.l.], v. 10, n. 1, [s.n.], 2018. DOI: <https://doi.org/10.3390/polym10010040>. Acesso em: 04 maio 2023.

MURPHY, CIARA M. et al. Tissue engineering in orthopaedics: biomaterials, scaffolds and delivery systems. *Injury*, v. 45, n. 3, p. 12-19, 2014

MURPHY, SEAN V. et al. Hydrogels in cell-based therapies. *Progress in Polymer Science*, v. 65, p. 53-82, 2017.

MUSSO, G. C.; CAMPO, A. C.; AMARAL, A. L. et al. Políácido Láctico: Uma revisão sobre suas propriedades e aplicabilidades. *Revista de Ciências Farmacêuticas Básica e Aplicada*, v. 40, n. 3, p. 329-336, 2019. Disponível em: <https://www.rcfbap.upr.edu.br/RFCFAP/article/view/840>. Acesso em: 04 maio 2023.

NEVES, D. P.; SANTINONI, C. S.; MORI, G. G. Materiais sintéticos e impressão 3D na regeneração óssea alveolar. **Archives of Health Investigation**, v. 11, n. 2, p. 304-317, 2022. DOI: <https://doi.org/10.21270/archi.v11i2.5559>. Acesso em: 28 abr. 2023.

PARIZE, D. D. S. **Estudo de filmes de poli(ácido láctico) obtidos por fiação por sopro em solução reforçados com nanocristais de celulose**. 2016. 99f. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2016. Disponível em: <https://repositorio.ufscar.br/handle/ufscar/8828?show=full>. Acesso em: 04 maio 2023.

PEREIRA, T. C. S.; SANTOS, G. R.; FERNANDES, G. A. Síntese de beta fosfato tricálcico, por reação de estado sólido, para uso biomédico. **Blucher Chemical Engineering Proceedings**, São Paulo, v. 1, n. 3, p. 2293-2297, jun. 2015. DOI 10.5151/chemeng-cobeqic2015-286-33163-262461. Acesso em: 04 maio 2023.

POLI(ÁCIDO LÁCTICO) (PLA): ficha técnica com as principais características, aplicações e propriedades do poli(ácido láctico) (PLA). **Plástico Industrial**, São Paulo, 2021. Disponível em: <https://www.arandanet.com.br/revista/pi/noticia/3145>. Acesso em: 01 fev. 2022.

RAMOS, T. C. et al. PLA/beta-tricalcium phosphate films for wound healing applications. *Materials Science and Engineering: C*, v. 92, p. 180-186, 2018. DOI: 10.1016/j.msec.2018.06.010.

ROQUE, R. **Biofabricação de scaffolds com fosfatos de cálcio e interconectividade estruturada entre poros**. 2019. 60f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Biomateriais e Bioprocessos) – Faculdade de Ciências Farmacêuticas da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Araraquara, 2019. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/183553>. Acesso em: 28 abr. 2023.

ROSETI, L. et al. Scaffolds for bone tissue engineering: state of the art and new perspectives. **Materials Science and Engineering: C**, [s.l.], v. 78, p.1246-1262, set. 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.05.017>. Acesso em: 04 maio 2023.

SANTANA, L. et al. Avaliação da composição química e das características térmicas de filamentos de PLA para impressoras 3D de código aberto. *In: CONGRESSO NACIONAL DE*

ENGENHARIA MECÂNICA, 9., 2016, Fortaleza. **Anais [...]**. Fortaleza: ABCM, 2016. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/316721515\\_AVALIACAO\\_DA\\_COMPOSICAO\\_QUIMICA\\_E\\_DAS\\_CARACTERISTICAS\\_TERMICAS\\_DE\\_FILAMENTOS\\_DE\\_PLA\\_PARA\\_IMPRESSORAS\\_3D\\_DE\\_CODIGO\\_ABERTO](https://www.researchgate.net/publication/316721515_AVALIACAO_DA_COMPOSICAO_QUIMICA_E_DAS_CARACTERISTICAS_TERMICAS_DE_FILAMENTOS_DE_PLA_PARA_IMPRESSORAS_3D_DE_CODIGO_ABERTO). Acesso em: 01 fev. 2022.

SOUZA, G. R. et al. Produção de filamentos poliméricos para manufatura aditiva: uma revisão de literatura. In: Anais do Congresso Brasileiro de Polímeros, 28., 2019, Natal. Anais eletrônicos... Natal: ABCP, 2019. Disponível em: <http://www.abpol.org.br/congresso2019/anais/1588533569.pdf>. Acesso em: 28 abr. 2023.

SZOJKA, A. *et al.* Biomimetic 3D printed scaffolds for meniscus tissue engineering. **Bioprinting**, [s.l.], v. 8, p. 1-7, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2017.08.001>. Acesso em: 01 fev. 2022.

VAZ, G. M. R. **Printabilidade de biotinta para processos de bioimpressão 3D por extrusão: abordagem de design e parâmetros de impressão.** 2021. 91 f. Dissertação (Mestrado em Biologia Molecular) – Universidade de Brasília, Brasília, 2021. Disponível em: <https://repositorio.unb.br/handle/10482/43176>. Acesso em: 01 fev. 2022.

VOLPATO, N. **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D.** São Paulo: Blucher, 2017.

WALEJEWSKA, E. *et al.* The effect of introduction of filament shift on degradation behaviour of PLGA- and PLCL-based scaffolds fabricated via additive manufacturing. **Polymer Degradation and Stability**, [s.l.], v. 171, jan. 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2019.109030>. Acesso em: 01 fev. 2022.

WANG, S. *et al.* A review of 3D printing technology in pharmaceuticals: technology and applications, now and future. **Pharmaceutics**, [s.l.], v. 15, n. 2, jan. 2023. DOI: <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics15020416>. Acesso em: 01 fev. 2022.

ZHANG, K. *et al.* Strategy for constructing vascularized adipose units in poly(l-glutamic acid) hydrogel porous scaffold through inducing in-situ formation of ASCs spheroids. **Acta Biomaterialia**, [s.l.], v. 51, p. 246-257, mar. 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2017.01.043>. Acesso em: 28 abr. 2023.