

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

RODRIGO SAMBULSKI
RODRIGO DA COSTA PINHEIRO

**ADAPTAÇÃO DE UMA MÁQUINA DE MANUFATURA ADITIVA
DE BAIXO CUSTO PARA DEPOSIÇÃO DE BIOMATERIAIS.**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
(Tcc 2)

CURITIBA

2017

RODRIGO SAMBULSKI
RODRIGO DA COSTA PINHEIRO

**ADAPTAÇÃO DE UMA MÁQUINA DE MANUFATURA ADITIVA
DE BAIXO CUSTO PARA DEPOSIÇÃO DE BIOMATERIAIS**

.

Monografia do Projeto de Pesquisa apresentada à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2 do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para aprovação na disciplina.

Orientador: Prof. Dr. José A. Foggiatto

CURITIBA

2017

TERMO DE ENCAMINHAMENTO

Venho, por meio deste termo, encaminhar para apresentação a Proposta do Projeto de Pesquisa “Adaptação de uma máquina de manufatura aditiva de baixo custo para deposição de biomateriais”, realizada pelos alunos Rodrigo Sambulski e Rodrigo Pinheiro, como requisito parcial para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2 do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. José A. Foggiatto
UTFPR - Damec

Curitiba, 12 de junho de 2017.

TERMO DE APROVAÇÃO

Por meio deste termo, aprovamos a Proposta de Projeto de Pesquisa “Adaptação de uma máquina de manufatura aditiva de baixo custo para deposição de biomateriais”, realizada pelos alunos Rodrigo Sambulski e Rodrigo Pinheiro, como requisito parcial para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Prof. Dr. José Aguiomar Foggiatto
DAMEC, UTFPR
Orientador

Prof. Dr. João Antônio Palma Setti
DAMEC, UTFPR
Avaliador

Prof. David Kretschek
DAMEC, UTFPR
Avaliador

Curitiba, 12 de junho de 2017.

RESUMO

SAMBULSKI, Rodrigo; PINHEIRO, Rodrigo. Adaptação de uma máquina de manufatura aditiva de baixo custo para deposição de biomateriais. 2017. 68 F. monografia (Engenharia Mecânica) – Programa de graduação, Universidade tecnológica federal do Paraná. Curitiba. 2017.

A manufatura aditiva revolucionou nos últimos anos a área de fabricação. Utilizando uma impressora 3D e a partir de um modelo virtual do objeto é possível a fabricação de geometrias complexas, eliminando as limitações de outros processos como a usinagem onde são necessários locais de acesso para a ferramenta. Além da liberdade na forma do objeto, a manufatura aditiva proporcionou a fabricação de objetos com geometrias completamente diferentes em uma mesma máquina sem a necessidade de qualquer tipo de preparação da máquina. Devido a estas características, surgiu a possibilidade de utilizar essa tecnologia na área médica, para a impressão de tecidos, ossos e órgãos humanos. Atualmente há uma grande demanda de pacientes que necessitam de transplantes e a manufatura aditiva de órgãos humanos pode ser a solução para este problema. Ainda não foi possível a impressão e transplante de um órgão inteiro em um paciente, no entanto tudo aponta que, em um futuro breve, isso seja possível. Para a sua realização, estudos são necessários na área da manufatura aditiva para viabilizar a impressão de biomateriais. Em alguns centros de pesquisa já existem impressoras utilizando seringas que são capazes de imprimir tais materiais, no entanto essas máquinas possuem um custo proibitivo que impossibilita a sua difusão. A proposta desta pesquisa é adaptar uma máquina de manufatura aditiva de custo reduzido para que seja capaz de imprimir biomaterial. Isso permitiria a popularização destas máquinas em hospitais e laboratórios, viabilizando e disseminando o uso da tecnologia de impressão de biomateriais para uso na área médica.

Palavras-chave: Manufatura Aditiva, Impressão 3D, Biomateriais, Tecido Humano.

ABSTRACT

SAMBULSKI, Rodrigo; PINHEIRO, Rodrigo. Adaptation of a low cost 3d printer for biomaterials deposition. 2017. 68 F. monograph (Mechanical Engineering) - Undergraduate program, Federal Technological University of Paraná. Curitiba. 2017.

Additive manufacturing has revolutionized the manufacturing area in recent years. Using a 3D printer and from a virtual model of the object it is possible to fabricate complex geometries, eliminating the limitations of other processes such as machining where access points are required for the tool. In addition to freedom in the form of the object, additive manufacture provided the fabrication of objects with completely different geometries in the same machine without the need for any kind of machine preparation. Due to these characteristics, the possibility of using this technology in the medical area, for the printing of human tissues, bones and organs has arisen. Currently there is a great demand for patients who need transplants and the additive manufacture of human organs may be the solution to this problem. It has not yet been possible to print and transplant an entire organ into a patient, however everything points to a possible short-term future. For its accomplishment, studies are necessary in the area of the additive manufacture to enable the printing of biomaterials. In some research centers, there are already printers using syringes that are capable of printing such materials, however these machines have a prohibitive cost that makes their diffusion impossible. The purpose of this research is to adapt a low-cost additive manufacturing machine to be able to print biomaterial. This would allow the popularization of these machines in hospitals and laboratories, enabling and disseminating the use of biomaterials printing technology for use in the medical field.

Keywords: Additive Manufacturing, 3D Printing, Biomaterials, Human Tissue

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Pele bioimpressa (3DGRAF, 2015).....	7
Figura 2 - Bexiga bioimpressa (3DGRAF, 2015).....	8
Figura 3 - Exemplo de <i>Scaffold</i> para impressão de biomateriais (SOCIETY FOR BIOMATERIALS, 2008).....	11
Figura 4 - – Impressoras disponíveis no mercado. a) 3Dynamic Systems’ Alpha & Omega; b) CELLINK Inkredible; c) 3D Discovery – RegenHU (Impressora referência); d) GeSim’s Bioscaffolder 2.1.....	12
Figura 5 – Eixos da impressora. a) Eixo X; b) Eixo Y; c) Eixo Z (Automação Livre, 2013).....	14
Figura 6 - Modelo virtual gerado num programa CAD 3D (Autoria própria)	15
Figura 7 - Programa de pré-processamento (Autoria própria).....	15
Figura 8 - Processo de fabricação de uma peça por manufatura aditiva (Autoria própria).....	16
Figura 9 - Temperatura da mesa acima do recomendado (ALL3DP, 2016).....	17
Figura 10 - Temperatura da mesa abaixo do recomendado (ALL3DP, 2016)	17
Figura 11 - Peça impressa com vazão de material acima do requerido (ALL3DP, 2016)	18
Figura 12 - Peça impressa com vazão de material abaixo do requerido (ALL3DP, 2016)	19
Figura 13 - Peças com pouca aderência e que se soltaram devido a folga grande (ALL3DP, 2016)	19
Figura 14 - Peça em PLA deformada devido à falta de ventilação (Autoria própria) .	20
Figura 15 - Fluxograma da Metodologia (Autoria própria).....	22
Figura 16 - Impressora Graber i3	23
Figura 17 - Estrutura da Impressora.....	24
Figura 18 - Etapa de montagem dos eixos e motores.....	25

Figura 19 - Conexões eletrônicas da impressora	25
Figura 20 - Processo de impressão e peça finalizada	26
Figura 21 - Seringa da impressora regenHU.....	27
Figura 22 - Seringa e suas dimensões.....	28
Figura 23 - Casa da qualidade	31
Figura 24 - Conceito inicial do cabeçote	34
Figura 25 - Métodos de fixação da seringa testados.....	35
Figura 26 - Dispositivo de testes de engate rápido	36
Figura 27 - Projeto do engate da seringa	36
Figura 28 – Detalhe do posicionamento do motor na parte inferior do cabeçote	37
Figura 29 - Conceito final do cabeçote.....	39
Figura 30 - Orientação das peças impressas.....	40
Figura 31 - Amostras das seringas preparadas com os materiais.....	42
Figura 32 – Geometrias impressas. a) Creme Hidratante, forma quadrada; b) Gel de cabelo, forma quadrada; c) Gel de cabelo, teste de espessura	44
Figura 33 – Velocidades inadequadas de extrusão. a) Baixa velocidade de extrusão; b) alta velocidade de extrusão	45
Figura 34 – Detalhe das agulhas sem e com sobra de material depositado. a) Deposição sem material de sobra; b) Deposição com material de sobra.....	46
Figura 35 - Resultado final deposição	47

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	6
1.1	Contexto do Tema	6
1.2	Caracterização do Problema	7
1.3	Objetivos	8
1.4	Justificativa	8
2	Fundamentação Teórica	9
2.1	Biomaterial	9
2.2	Scaffold	9
2.3	Tecnologia existente para impressão de biomateriais	11
2.4	Tecnologia de manufatura aditiva por extrusão de material	13
2.5	Parâmetros de Impressão	16
2.5.1	Temperatura de Extrusão	16
2.5.2	Temperatura da Mesa	17
2.5.3	Vazão de Material	17
2.5.4	Distância de Folga na direção Z	19
2.5.5	Velocidade de Movimentação	19
2.5.6	Ventilação	19
2.6	Considerações sobre a revisão bibliográfica	21
3	METODOLOGIA	22
3.1	Descrição da Metodologia	22
3.2	Justificativa da Metodologia	22
3.3	Produtos do Projeto	23
3.4	Montagem da Máquina	23
3.5	Projeto das Alterações	26
3.6	Casa da Qualidade	29
3.7	Projeto do Cabeçote	32
3.7.1	Sistema de acionamento	32
3.7.2	Força de acionamento	33
3.7.3	Detalhamento do projeto	34
3.7.3.1	Engate Rápido	34
3.7.3.2	Posicionamento do Motor	36
3.7.3.3	Curso da Seringa	36
3.7.3.4	Cabeçote Segmentado	37
3.7.3.5	Guias Lineares e Plataforma de Elevação	37
3.8	Construção do cabeçote	39
3.8.1	Aquisição das peças	39
3.8.2	Impressão das peças	39
3.8.3	Montagem do cabeçote	41
3.9	Sistema eletrônico	41
3.10	Testes de impressão	41
3.11	Resultados	43
4	ASPECTOS OPERACIONAIS	48
4.1	Orçamento	48
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	49
	REFERÊNCIAS	51
	APÊNDICE A – DESENHOS DO PROJETO	54
	APÊNDICE B – EXEMPLO DE CÓDIGO G UTILIZADO EM TESTES	61
	APÊNDICE C – MANUAL DE USO DA IMPRESSORA	62
	APÊNDICE D – MONTAGEM DO CABEÇOTE	63

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contexto do Tema

A constante evolução da manufatura aditiva (AM) na área médica traz diversos benefícios para a população, como a possibilidade de, no futuro, órgãos e tecidos serem fabricados e transplantados em pacientes. A tecnologia atual já permite a impressão de vasos sanguíneos, através de modelos de fibra a partir de agaroses, que são materiais poliméricos geralmente extraídos de algas marinhas (KHADEMHOSEINI, 2014), e também tecido da pele utilizado para tratar pacientes com queimaduras (Figura 1), tecido cardíaco e enxertos vasculares e até de órgãos como uma bexiga humana (Figura 2). No entanto, esta tecnologia ainda possui um custo muito alto (3DGRAF, 2015), fazendo-se necessário uma alternativa mais barata para aplicação em hospitais e laboratórios brasileiros. Isso permitiria o acesso de toda a população a este tipo de tratamento médico. O presente projeto consiste na adaptação de uma máquina de AM de baixo custo que seja capaz de realizar impressão de biomateriais. O projeto engloba áreas da mecânica como projetos, AM, mecânica dos fluidos e principalmente da área médica para a definição e caracterização do material a ser usado no processo de impressão.



Figura 1 - Pele bioimpressa (3DGRAF, 2015)

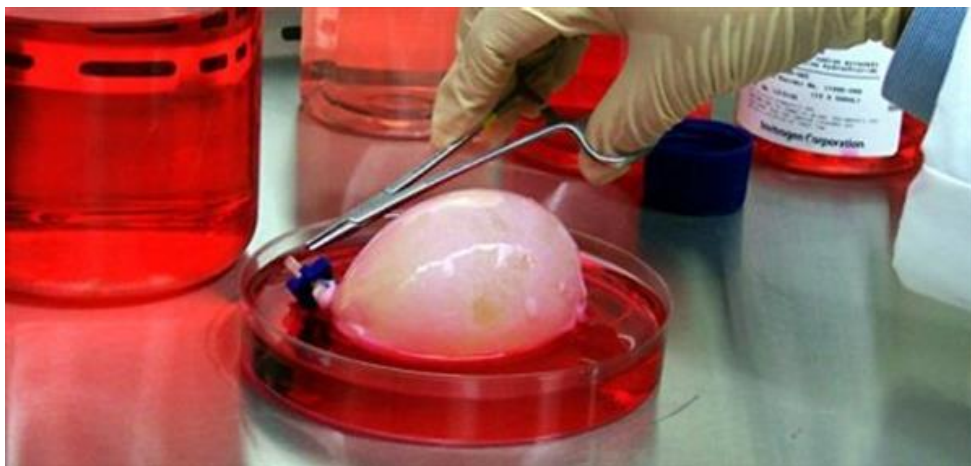


Figura 2 - Bexiga bioimpressa (3DGRAF, 2015)

1.2 Caracterização do Problema

A tecnologia existente para a impressão de polímeros como PLA (ácido polilático) e ABS (Acrilonitrila butadieno estireno) já é bastante conhecida de projetos prontos de impressoras RepRap (Impressoras 3D de código aberto que são capazes de imprimir plásticos) que estão disponíveis para o público (REPRAP, 2016). Devido a isso, decidiu-se utilizar uma impressora já existente de deposição de polímeros e, a partir dela, fazer as modificações necessárias para a impressão de biomateriais. O grande desafio desta pesquisa é obter as condições necessárias de impressão de biomateriais em uma impressora RepRap comum. Diversas modificações serão necessárias para atingir este objetivo. Será necessário projetar um cabeçote que atenda as características específicas do biomaterial a ser utilizado. Além disso, os métodos de deposição da máquina serão modificados para que se ajustem ao cabeçote modificado. Outras características do biomaterial como necessidade de não contaminação irá requerer um ambiente protegido de fatores externos, como poeiras e bactérias. (KHADEMHOSEINI, 2014).

1.3 Objetivos

Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é projetar um cabeçote para uma máquina de manufatura aditiva de baixo custo para impressão de biomateriais.

Objetivos Específicos

- Montar uma máquina de manufatura aditivo de baixo custo;
- Levantar as alterações necessárias na máquina de manufatura aditiva para a deposição de biomaterial;
- Projetar e fabricar os dispositivos necessários a deposição de biomaterial;
- Definir variáveis relacionadas ao processo de deposição;
- Simular a impressão de materiais com características semelhantes aos biomateriais.

1.4 Justificativa

Atualmente, no mundo todo, diversos pacientes sofrem com a necessidade de transplantes diversos e isso diminui muito a qualidade de vida dessas pessoas. Se houvesse a possibilidade de fornecer auxílio a estes pacientes, de forma a resolver as dificuldades específicas de cada um, seria um grande avanço na área médica. Esse trabalho tem como premissa auxiliar os profissionais da área da saúde, modificando uma impressora 3D de baixo custo para a produção de tecidos a partir de biomateriais.

O projeto possui uma grande interdisciplinaridade entre a área médica e a engenharia somando esforços para a sua materialização. A motivação pessoal dos membros envolvidos nesse projeto deve-se a oportunidade de aplicar os conhecimentos em engenharia mecânica adquiridos durante o curso, o interesse pela área da manufatura aditiva e a vontade de participar de um projeto que possa resultar em benefício para a população.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Biomaterial

Os biomateriais são compostos por uma substância ou por mistura de substâncias, que possuem o objetivo de auxiliar na reconstrução, na substituição ou no tratamento de sistemas biológicos.

Os biomateriais são essenciais nos estudos de impressão de órgãos. Polímeros sintéticos biomiméticos (polímeros que possuem características de materiais orgânicos) são produzidos para extrair funções celulares específicas, e direcionar interações entre células (HUBBELL, 1995). Também polímeros biodegradáveis e cerâmicas bioativas podem ser combinadas em uma variedade de materiais compósitos para criar moldes para a engenharia de tecidos (REZWAN, 2006).

Esses biomateriais poderão ser usados para facilitar a modelagem da arquitetura multicelular de tecidos, além de contribuir para gerar organizações de múltiplos tipos de células. O desenvolvimento da engenharia de tecidos visa regenerar tecidos danificados combinando células do corpo com biomateriais, que agem como moldes para a regeneração dos tecidos ou até mesmo para guiar o crescimento de um novo tecido no lugar (O'BRIEN, 2011).

Os problemas encontrados até hoje nas pesquisas de biomateriais se resumem a problemas associados com biocompatibilidade, biodegradabilidade ou ambos os casos, pois sempre há algum elemento que não é encontrado naturalmente no corpo humano (O'BRIEN, 2011).

2.2 Scaffold

Um fator importante ao se fabricar tecidos orgânicos é a forma que o resultado da impressão deve ter. Os *scaffolds* (estrutura ou esqueleto) são estruturas porosas feitas de um material biocompatível (não reage quimicamente na presença do biomaterial), que são impressos e servirão como estrutura para a deposição do biomaterial. A Figura 3 representa um *scaffold* usado em bioimpressão.

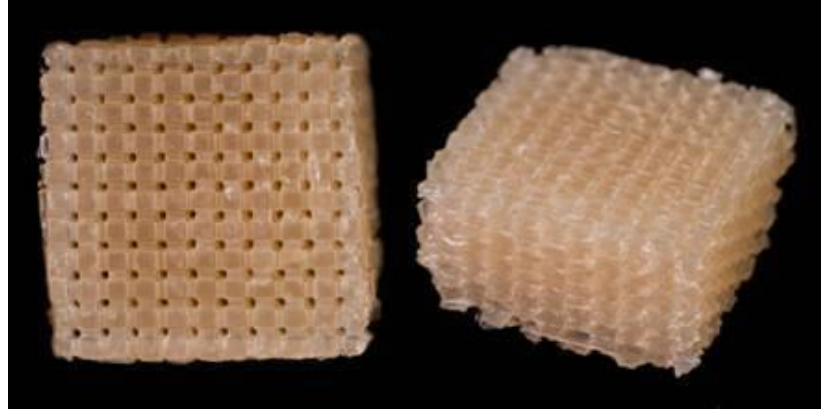


Figura 3 - Exemplo de Scaffold para impressão de biomateriais (SOCIETY FOR BIOMATERIALS, 2008)

O *scaffold* é impresso em um material diferente do biomaterial e devido ao funcionamento da tecnologia de MA por extrusão de material deve ser impresso nas mesmas camadas que a do biomaterial. A forma mais usual utiliza dois bicos de extrusão e requer a utilização de ambos a cada camada impressa, a fim de possibilitar a impressão dos dois materiais

O tamanho dos poros no *scaffold* determina seu uso na engenharia de tecido. Se os poros são muito pequenos, as células não podem migrar em direção ao centro, limitando a difusão de nutrientes e remoção de elementos descartáveis. Se os poros são muito grandes, há uma redução de área da superfície específica disponível, limitando assim a ligação da célula (MURPHY, 2010).

2.3 Tecnologia existente para impressão de biomateriais

Atualmente a tecnologia dominante para a impressão de biomateriais é baseada em extrusão utilizando seringas. No entanto as impressoras que estão comercialmente disponíveis possuem um preço alto. A Figura 4 mostra algumas máquinas de MA que são capazes de imprimir biomaterial.

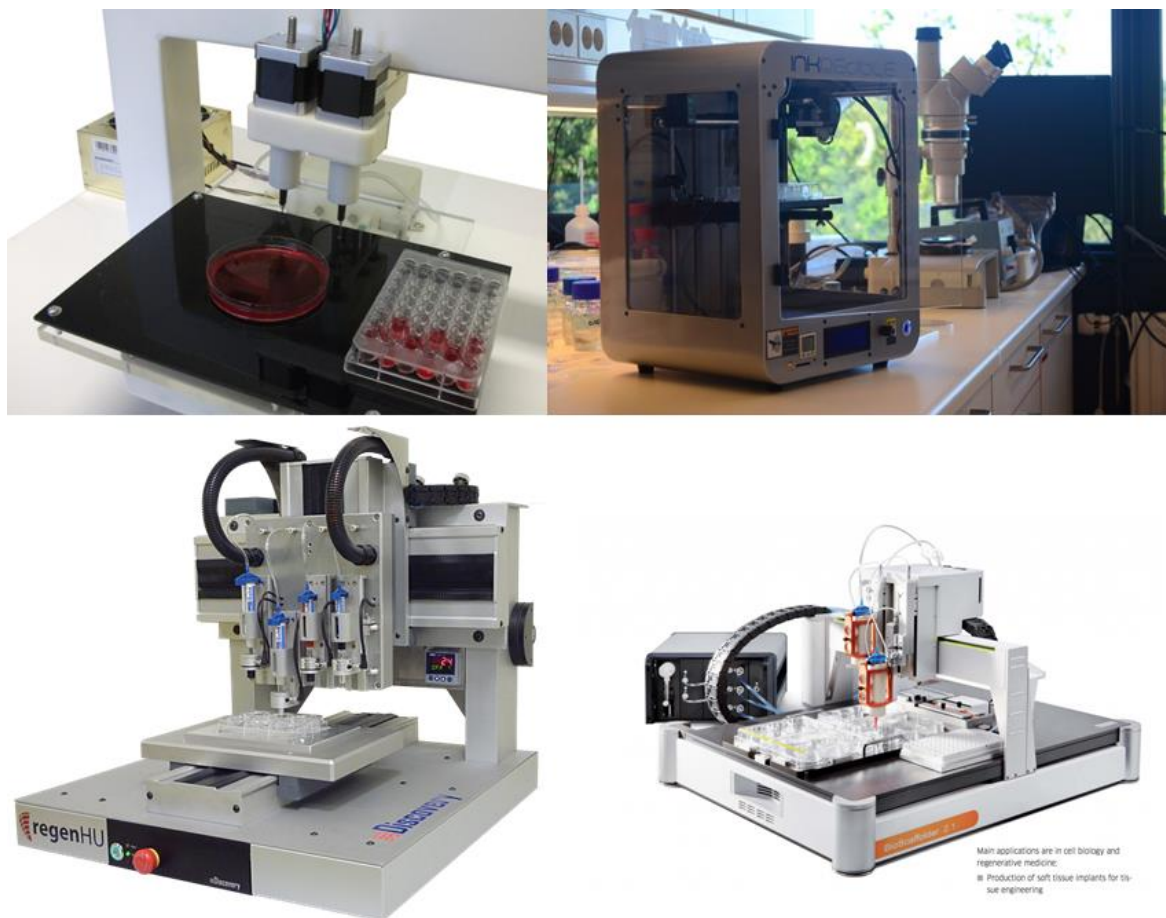

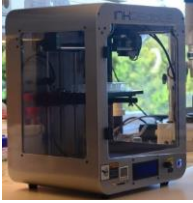

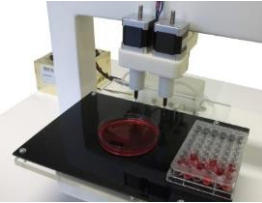


Figura 4 - – Impressoras disponíveis no mercado. a) 3Dynamic Systems' Alpha & Omega; b) CELLINK Inkredible; c) 3D Discovery – RegenHU (Impressora referência); d) GeSim's Bioscaffolder 2.1

Todos os modelos de máquinas da Figura 4 funcionam com movimentações dos eixos X, Y e Z e um cabeçote extrusor acoplado a uma seringa que é responsável por depositar o biomaterial. Além disso é necessário um sistema que emita luz ultravioleta que cure o material sem matar as células presentes (22).

A impressora 3D Discovery da empresa regenHU possui 4 cabeçotes, um extrusor de polímeros por aquecimento do bico extrusor utilizado para depositar estruturas rígidas, uma seringa capaz de depositar o biomaterial por meio de ativação pneumática. Essa seringa é utilizada para fluidos de alta viscosidade. Os outros dois cabeçotes funcionam com uma micro válvula de saída e são usados para fluidos de menor viscosidade. Além disso a máquina possui um kit para cura de resinas fotossensíveis (RegenHU, 2017).

O Quadro 1 apresenta o benchmarking das impressoras citadas

Produtos Disponíveis no Mercado				
Produto				
Marca	RegenHU	CELLINK	GeSim	3Dynamic Systems
Modelo	3DDiscovery + Biofactory	Inkredible	Bioscaffolder 2.1	Alpha & Omega
Preço	US\$200.000,00	€5.000,00 ~ 9.000,00	US\$180.000,00	£12.000,00 ~ 18.000,00
Gama de materiais Utilizados	<i>Bioink, osteoink</i>	CELLINK+ (CELLINK melhorado para diferenciação condrogênica), CELLINKK A (biotinta à base de alginato), entre outros materiais	Polímeros, materiais pastosos de alta viscosidade, soluções de alginato, fosfato de cálcio, silício, soluções de células e proteínas	Tecido ósseo de PCL, PLA, PGA, PEG, elastina de fibrina, fosfato de cálcio e misturas de hidrogel

Quadro 1 - Benchmarking de impressoras 3D disponíveis no mercado

2.4 Tecnologia de manufatura aditiva por extrusão de material

As impressoras RepRap são máquinas com código aberto onde a filosofia é que elas devam ser autorreplicáveis, ou seja, a própria máquina fabrica suas peças para a montagem de uma nova impressora. Essas impressoras têm como característica um custo reduzido comparado a outras impressoras comerciais, são facilmente modificáveis e normalmente são vendidas em kits onde a impressora vem desmontada.

A RepRap foi inventada por Adrian Bowyer e apresentada na internet em fevereiro de 2004. A palavra RepRap é abreviação de *Replicating Rapid-prototyper* (Prototipagem Rápida Replicadora), e foi uma alternativa para difundir o uso da tecnologia de manufatura aditiva por extrusão de material já existente na época, porém com preços menores e acessível para pequenas comunidades ou até para uso individual. Por ser uma impressora que constrói as peças em camadas de plástico e ser estruturalmente simples, é possível imprimir alguns componentes de uma RepRap usando outra RepRap (REPRAP, 2016).

O princípio de funcionamento da impressora RepRap é da seguinte forma: um cabeçote extrusor auxiliado por um motor de passo traciona o filamento para que esse passe por uma região aquecida; o material é fundido e direcionado para sair em um bico extrusor, em seguida é depositado sobre uma mesa que pode ser aquecida ou

não, dependendo das características do material. O cabeçote está localizado sobre guias horizontais suspensas que são apoiadas pela estrutura da máquina. O cabeçote pode se mover para a direita e esquerda sobre essas guias, utilizando uma correia e um motor de passo. Esse movimento caracteriza o eixo X da máquina (Figura 5a).

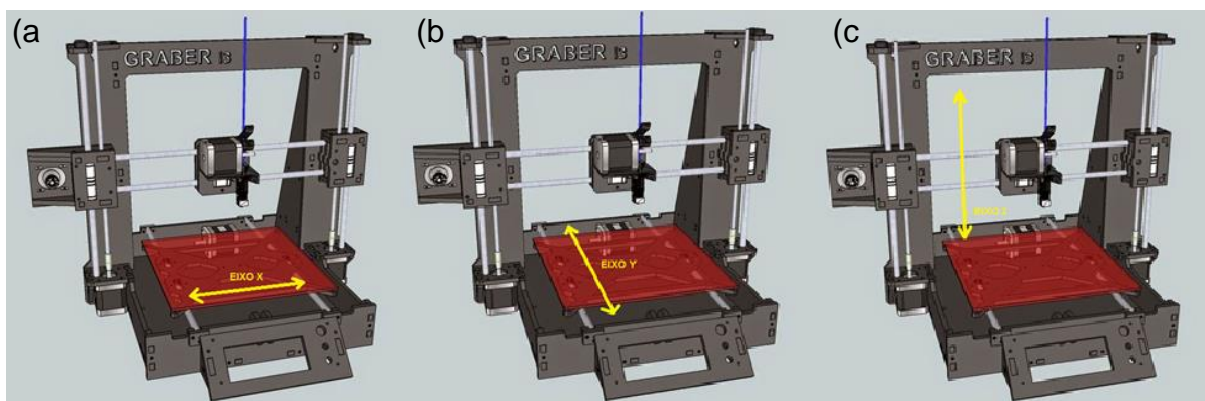


Figura 5 – Eixos da impressora. a) Eixo X; b) Eixo Y; c) Eixo Z (Automação Livre, 2013).

A mesa onde o material é depositado pode se mover para frente e para trás, utilizando uma correia e um motor de passo. Esse movimento caracteriza o eixo Y da máquina (Figura 5b).

Além disso, as guias onde está o cabeçote podem se mover para cima e para baixo, utilizando outras duas guias lineares verticais e dois motores de passo. Esse movimento caracteriza o eixo Z da máquina (Figura 5c).

A combinação dos movimentos nos eixos X, Y e Z permitem a máquina depositar o material de forma a fabricar o objeto desejado. Isso é realizado a partir de um modelo virtual da peça (normalmente no formato STL), gerado em um programa de modelagem CAD 3D (Figura 6).

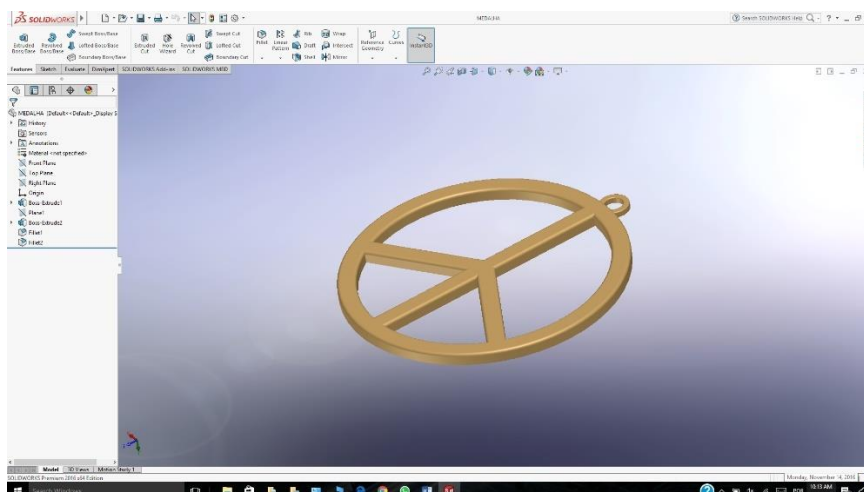


Figura 6 - Modelo virtual gerado num programa CAD 3D (Autoria própria)

Antes da impressão, é necessário que o modelo seja submetido a um programa que realiza o pré-processamento onde ocorre o seu posicionamento, fatiamento e definição dos parâmetros de fabricação. O número de camadas dependerá da precisão que se deseja obter e das limitações da máquina. Quanto maior número o número de camadas melhor será o acabamento da peça.

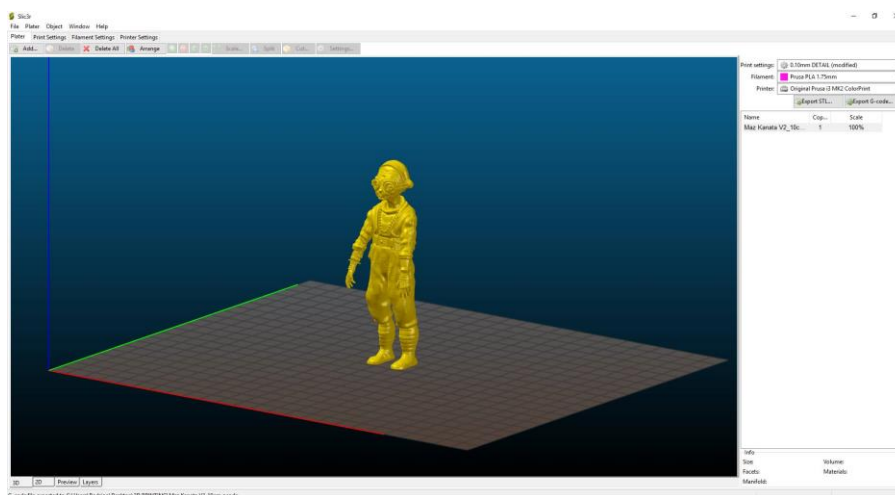


Figura 7 - Programa de pré-processamento (Autoria própria)

A partir de um programa como o mostrado na Figura 7, é gerado um código em linguagem de máquina (Código G) que será lido pela impressora. Um sistema de controle da impressora move os eixos X e Y durante a deposição de material, a fim de imprimir a primeira camada. O cabeçote então sobe uma distância equivalente ao valor da espessura de camada no eixo Z e imprime a segunda camada (em algumas

tecnologias a mesa da impressão desce). O processo se repete até que todas as camadas sejam impressas. O processo de MA por extrusão de material é mostrado na Figura 8.



Figura 8 - Processo de fabricação de uma peça por manufatura aditiva (Autoria própria)

2.5 Parâmetros de Impressão

Assim como na deposição de plástico utilizando a tecnologia por extrusão de material, a deposição de biomaterial também exige que os parâmetros de impressão sejam bem definidos a fim de obter um resultado consistente com a forma esperada. Muitos destes parâmetros possuem semelhanças com os parâmetros da deposição de plástico. A seguir serão apresentados os parâmetros mais importantes utilizados para ajustar uma máquina de MA por extrusão de materiais:

2.5.1 Temperatura de Extrusão

A temperatura de extrusão é obtida pelo aquecimento do bico extrusor utilizando uma resistência elétrica. Ela é controlada pelo sistema utilizando a resistência elétrica para manter esta temperatura constante. A temperatura que deve ser utilizada depende do ponto de fusão do material a ser utilizado. Uma temperatura acima dessa pode causar escoamento não desejado do material pelo bico causando a impressão de filamento em locais onde não deveria existir. Ao se utilizar uma temperatura abaixo do recomendado o filamento extrudado pode não estar quente o suficiente para aderir na mesa ou camadas anteriores, resultando em peças quebradiças e que podem se soltar facilmente da mesa.

2.5.2 Temperatura da Mesa

A temperatura da mesa é obtida através de uma resistência elétrica. A mesa deve ser feita de um material condutor térmico com um vidro acoplado para aumentar a aderência e ser projetada para ter uma temperatura constante em todas as partes da mesa. A temperatura da mesa, assim como a do bico extrusor, depende do material a ser utilizado. Ela garante a aderência do material na mesa para que ele não se solte durante a impressão. Uma temperatura acima do recomendado pode causar deformação das primeiras camadas da peça (Figura 9). Uma temperatura abaixo do recomendado pode não garantir a aderência necessária (Figura 10).



Figura 9 - Temperatura da mesa acima do recomendado (ALL3DP, 2016)



Figura 10 - Temperatura da mesa abaixo do recomendado (ALL3DP, 2016)

2.5.3 Vazão de Material

Um dos fatores mais importantes na impressão 3D é a vazão com que o material sai do bico extrusor. Ela depende da taxa de extrusão do material, que é feita pela

rotação de um motor acoplado a rolos que deslocam o filamento a ser extrudado. A vazão depende também do diâmetro do bico. Esses dois parâmetros devem ser conhecidos e a taxa de extrusão deve ser controlada a fim de depositar a quantidade correta de material. O programa de processamento do modelo virtual a ser impresso calcula quanto deve ser depositado dependendo da velocidade de movimentação do cabeçote e do diâmetro do bico extrusor. Esse controle deve ser preciso pois uma vazão de material acima do calculado resulta em peças com material em excesso causando deformações na peça. Uma vazão de material menor do que a exigida causa camadas com vazios, deformando a peça e comprometendo o seu acabamento e a resistência mecânica. A Figura 11 e a Figura 12 mostram os problemas causados pela vazão não adequada de material.



Figura 11 - Peça impressa com vazão de material acima do requerido (ALL3DP, 2016)



Figura 12 - Peça impressa com vazão de material abaixo do requerido (ALL3DP, 2016)

2.5.4 Distância de Folga na direção Z

A distância de folga na direção Z é a distância entre o ponto mais baixo do bico extrusor até a mesa ou até a última camada impressa. Ela deve ser ajustada de forma que o material extrudado tenha uma boa aderência na mesa e nas camadas inferiores. Uma folga muito grande resulta na falta de aderência do material, pois ele não está próximo o suficiente (Figura 13). Quando esta folga é muito pequena ou inexistente, o bico não deposita material suficiente devido à falta de espaço para a extrusão. Não existe um valor específico para esta folga, ela depende da máquina, e deve ser ajustada na calibração da máquina.

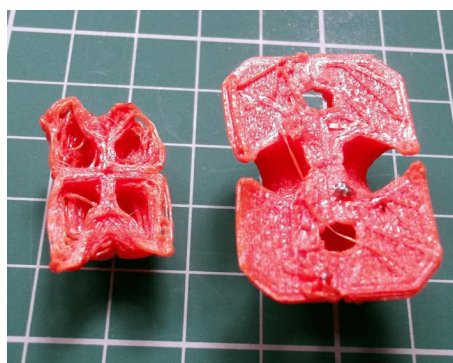


Figura 13 - Peças com pouca aderência e que se soltaram devido a folga grande (ALL3DP, 2016)

2.5.5 Velocidade de Movimentação

Este parâmetro está diretamente ligado a vazão de material pelo bico extrusor. O programa calcula o quanto de material deve ser depositado a partir da velocidade em que o cabeçote e a mesa se movem. A velocidade de movimentação se refere a velocidade em que o cabeçote se move na direção X e a velocidade em que a mesa se move na direção Y. Quanto maiores estas velocidades, maior será a taxa de extrusão e menor será o tempo para concluir a fabricação de uma determinada peça. No entanto, uma velocidade alta demais demanda muito dos motores e do sistema de transmissão da máquina. Para evitar que a máquina trabalhe em condições severas, a velocidade de movimentação destes eixos pode ser diminuída. Isso elevará o tempo de fabricação de da peça, mas irá aumentar a confiabilidade, segurança e vida útil da máquina.

2.5.6 Ventilação

Alguns materiais, como o PLA, após serem depositados, requerem que sejam resfriados a fim de evitar deformações na peça. Esse resfriamento é feito utilizando um ventilador com o fluxo de ar direcionado nas camadas já impressas. Isso resfria o material, o afastando do ponto de fusão do mesmo e garantindo uma estrutura rígida e livre de deformações. A Figura 14 mostra uma peça impressa em PLA sem o resfriamento necessário.



Figura 14 - Peça em PLA deformada devido à falta de ventilação (Autoria própria)

2.6 Considerações sobre a revisão bibliográfica

A impressão 3D é usada em diversas áreas da engenharia, tanto para produção industrial como para pesquisa científica, e está ganhando espaço na área da saúde. As aplicações incluem materiais utilizados em cirurgias e instrumentos utilizados por pesquisadores e estudantes (Portal Brasil, 2014). Entretanto, o foco das pesquisas na área é a fabricação e pesquisa de recursos para por exemplo, repor órgãos e ossos no corpo humano, com o intuito de, no futuro, a tecnologia permitir que o biomaterial substitua totalmente materiais orgânicos que necessitem de tal troca (ABTO, 2016).

No Brasil, o grupo pioneiro em impressão 3D na área da saúde é o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, unidade do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação em Campinas, que em 2014 já imprimia modelos tridimensionais que reproduziam partes do corpo humano, possibilitando intervenções mais rápidas, menos arriscadas e com custos menores (Portal Brasil, 2014). O elevado custo das impressoras 3D que visam a aplicação de biomateriais gera a oportunidade de pesquisa e projetos que produzam uma impressora 3D economicamente mais viável.

3 METODOLOGIA

3.1 Descrição da Metodologia

É apresentado no fluxograma abaixo (Figura 15) a sequência de atividades planejada para o desenvolvimento do trabalho.

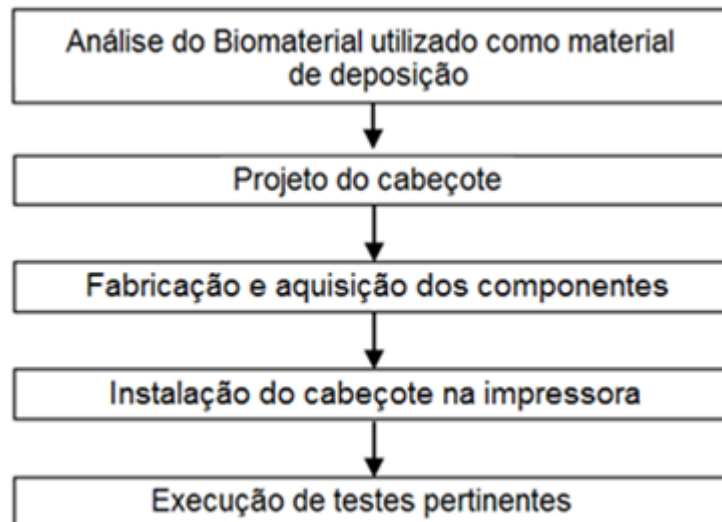


Figura 15 - Fluxograma da Metodologia (Autoria própria)

A etapa da montagem de uma impressora de baixo custo será realizada com base no manual de fabricante e em consulta a literatura. O projeto do molde será baseado na metodologia apresentada por Pahl e Beitz (PAHL, BEITZ, FELDHUSEN, GROTE, 1996), que diz que o processo de projeto pode ser dividido em quatro etapas: Classificação das Necessidades, Projeto Conceitual, Projeto Preliminar e Projeto Detalhado (Mello, 2011).

3.2 Justificativa da Metodologia

O fluxograma apresenta uma sequência lógica e adequada para o progresso do projeto, que consiste desde a montagem de uma impressão de baixo custo até a modificação do método de extrusão da impressora e a construção de toda a estrutura necessária para garantir as condições ideais da impressão.

3.3 Produtos do Projeto

O produto principal do projeto é um modelo funcional de máquina de manufatura aditiva que será capaz de efetuar o depósito de materiais biológicos e assim tentar reproduzir os experimentos das tecnologias existentes, que já são capazes de imprimir vasos sanguíneos (KHADEMHOSEINI, 2014), tecidos e órgãos (FASTCO, 2013).

3.4 Montagem da Máquina

Para o projeto e construção da máquina para deposição de materiais biológicos, decidiu-se optar por uma máquina já existente e a partir dela fazer as modificações necessárias. A máquina escolhida foi a Graber i3, mostrada na Figura 16, a máquina possui cabeçote para a deposição de plástico, mesa aquecida, painel de LCD e já inclui o polímero material para impressão.

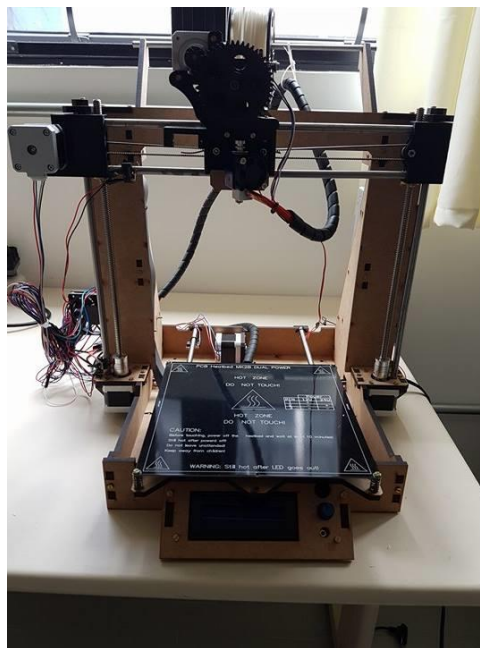


Figura 16 - Impressora Graber i3

A impressora foi adquirida desmontada via internet... Em seguida, com o auxílio do manual de montagem, a estrutura da máquina feita de madeira MDF foi montada (Figura 17).



Figura 17 - Estrutura da Impressora

Em seguida, a parte da movimentação principal da máquina foi instalada, dois eixos roscados foram colocados na posição vertical da estrutura acoplados a dois motores de passo na parte inferior da máquina. Ainda na mesma posição duas guias lineares foram colocadas para guiar o carro de movimentação X. Com os eixos em posição, o carro X foi acoplado. Ele possui um motor de passo e duas guias lineares que servem de suporte para o cabeçote deslizar. Por fim, nesta etapa de montagem foram instalados duas guias lineares na base da máquina, junto com mais um motor de passo. Nessas guias foi então instalada a base que será utilizada para suportar a mesa aquecida. A Figura 18 mostra esta etapa de montagem da impressora e todos os componentes mencionados acima.

Por fim, foram instaladas as correias para movimentação dos eixos X e Y, a mesa aquecida, o cabeçote de extrusão na impressora completa conforme a Figura 18 mostra. Todas as conexões eletrônicas foram feitas utilizando-se o esquema mostrado na Figura 19 (REPRAP, 2016).

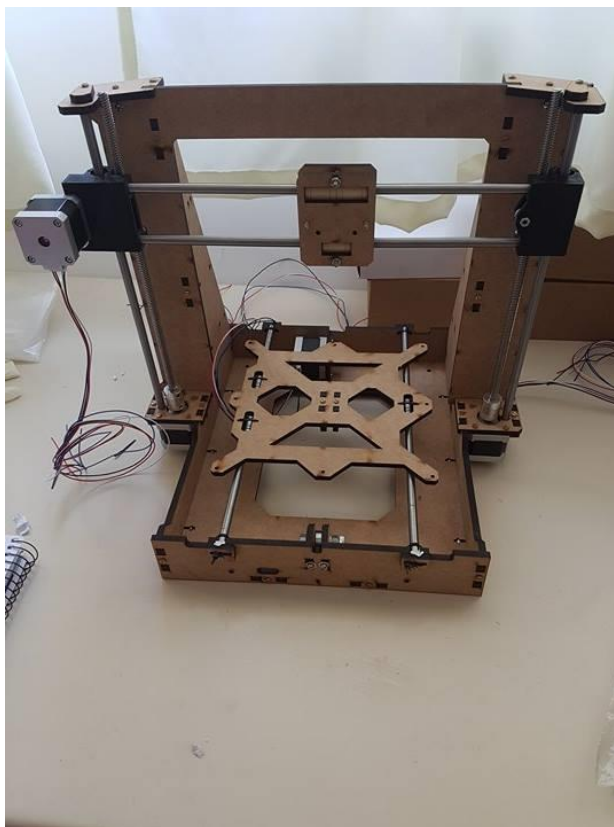


Figura 18 - Etapa de montagem dos eixos e motores

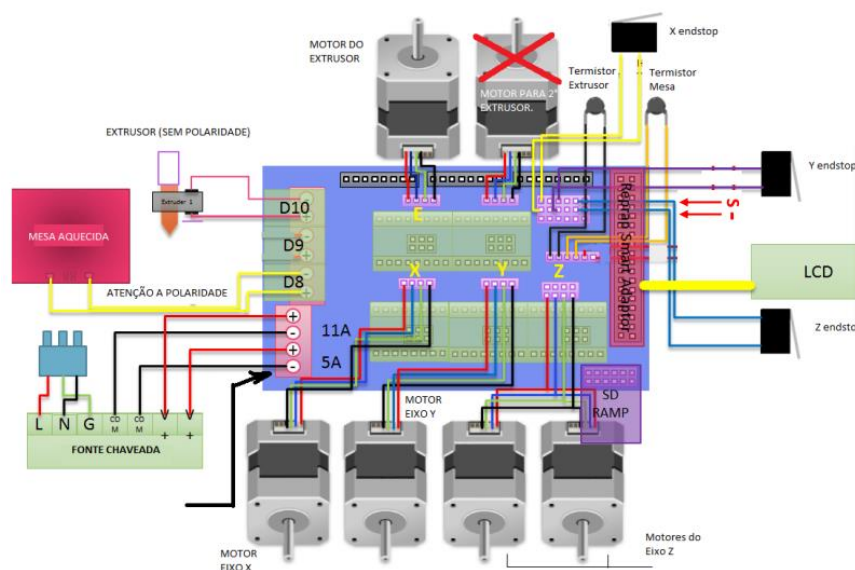


Figura 19 - Conexões eletrônicas da impressora

Com a impressora montada, foram feitos os ajustes necessários no código de programação, a fim de especificar o zero máquina. Foi feito então uma impressão

teste para assegurar que a impressora foi montada corretamente. A peça impressa obteve uma qualidade boa e não houve nenhuma complicação durante o processo garantindo assim que a impressora tem capacidade de produzir peças de qualidade. A Figura 20 mostra o processo de impressão e uma peça finalizada.

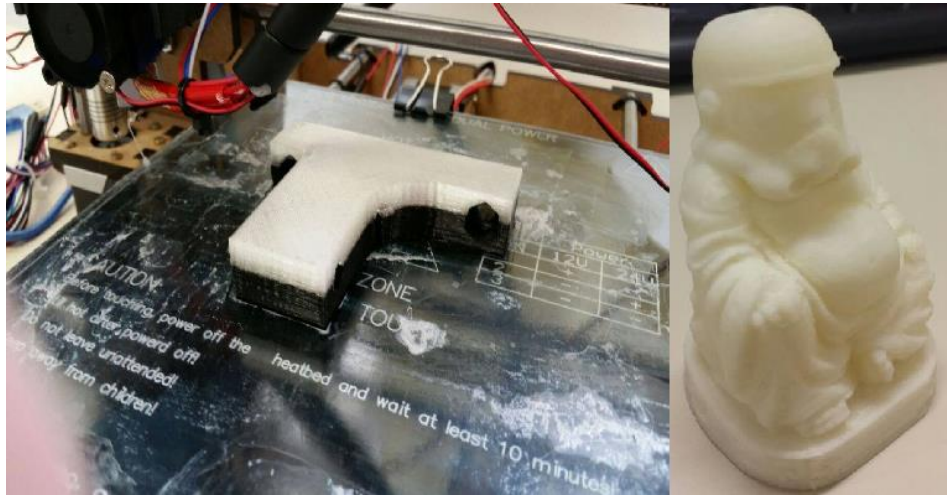


Figura 20 - Processo de impressão e peça finalizada

3.5 Projeto das Alterações

A fim de proporcionar a deposição de biomateriais, decidiu-se remover completamente o cabeçote existente e projetar um especificamente para este propósito. Como citado na seção 2.3 será usada a impressora RegenHU da 3D Discovery como referência. Nela, a deposição do biomaterial é feita através de seringas. Como requisito inicial e principal do projeto, o novo cabeçote deverá utilizar uma seringa para deposição do material e de modo que permita a retirada fácil da seringa utilizada e a inserção de uma nova seringa. Isso se deve pelo fato de o material biológico a ser preparado deve ser feito em um ambiente especial, sendo assim necessária a retirada da seringa da máquina. A Figura 21 mostra a seringa utilizada na impressora RegenHU.



Figura 21 - Seringa da impressora regenHU

Esta seringa tem capacidade de 5 ml, decidiu-se optar pela utilização de uma seringa com maior capacidade para que o tempo entre troca de seringas fosse minimizado durante a impressão. Foi escolhida para o projeto uma seringa de 20 ml mostrada na Figura 22, disponível em qualquer farmácia.

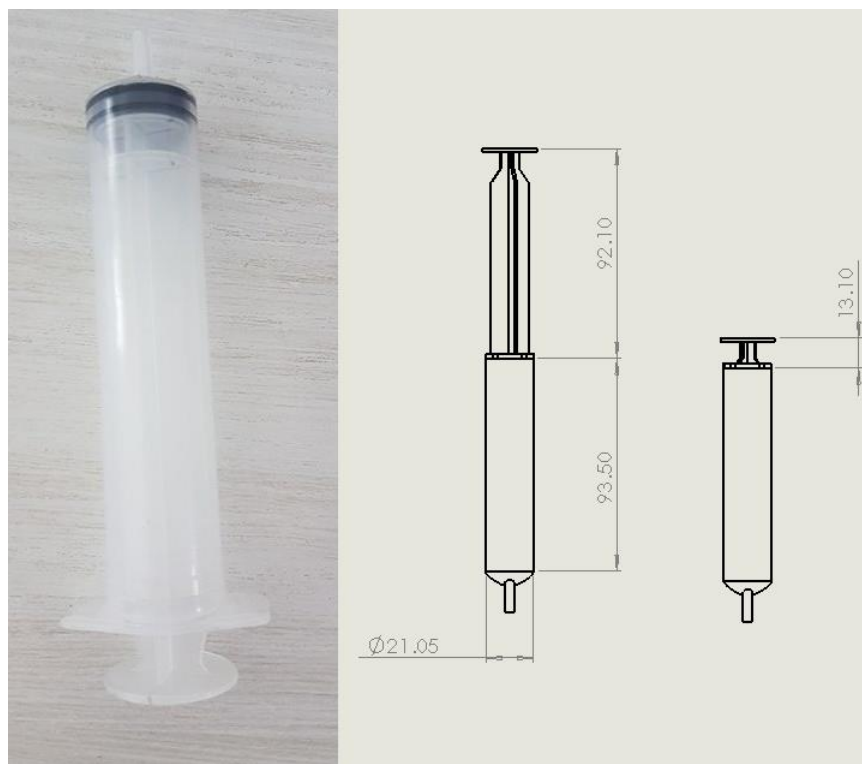


Figura 22 - Seringa e suas dimensões

Para a construção do cabeçote foram primeiramente determinados três requisitos mínimos que independentemente do tipo de projeto adotado, devem ser atendidos. Primeiramente o corpo da seringa (parte exterior) deve se manter fixa em relação ao cabeçote. Isso é necessário pois a ponta da seringa onde o material será expelido deve ser movimentada apenas pelos motores dos eixos X e Z. Como explicado na seção 2.4, esses motores junto com o motor do eixo Y que controlam a rotina de deposição e qualquer outro movimento da ponta da seringa deve ser restringido. O segundo requisito é que a o cabeçote permita a troca rápida de seringas. Portanto ele deve ser projetado de modo que a seringa e o cabeçote sejam entidades separadas com um sistema de conexão firme entre as duas partes. O terceiro requisito é que a parte interna da seringa possa se movimentar todo o seu curso de 79 mm para aproveitar a capacidade da seringa de 20 ml.

3.6 Casa da Qualidade

Com os requisitos mínimos definidos, a segunda etapa é definir como a seringa é acionada para a deposição do material contido nela. Para isso foi realizada uma análise utilizando o recurso da Casa da Qualidade. A casa da qualidade é uma ferramenta que permite analisar os pontos positivos e negativos de cada sistema de acionamento. As opções consideradas foram de acionamento mecânico, acionamento pneumático/hidráulico e acionamento elétrico.

O sistema mecânico consiste em um motor fornecendo torque que é convertido em movimento linear a uma estrutura que empurraria o êmbolo da seringa.

O sistema hidráulico consiste no acionamento da seringa através de um pistão hidráulico alimentado por uma bomba, conectado ao êmbolo da seringa.

O sistema pneumático, semelhante ao sistema hidráulico, consiste no êmbolo da seringa conectado a um pistão, com ar comprimido fornecendo pressão através de um compressor, que com o auxílio de um sistema composto de mangueira e válvula, regula a pressão necessária para acionar a seringa.

O sistema elétrico consiste na conexão do embolo da seringa a um atuador linear elétrico que através de um sinal elétrico, controla o movimento do êmbolo.

Para efetuar a casa da qualidade, os requisitos escolhidos para completar as linhas da casa (a demanda) foram: Ser barato; ser esterilizado; ser leve; ser fácil de operar; não emitir ruídos altos; ser de fácil limpeza; produzir resultados de alta qualidade; ser seguro; ser de fácil manutenção; possuir cor agradável; possuir forma agradável. Os 11 requisitos considerados foram então classificados em ordem de importância (de 1 a 5) para a realização dos cálculos da casa de qualidade.

Foram então determinadas as características a serem analisadas (requisitos funcionais), que foram: Sistema de controle preciso; Troca de seringa fácil; material leve; materiais resistentes; componentes resistentes; componentes esterilizados; variedade de cores; cantos vivos; cabeçote compacto; peças padronizadas; número de peças; encaixes simples; componentes elétricos; componentes mecânicos; componentes hidráulicos; deposição constante; estabilidade; baixo ruído. O passo seguinte para realização da Casa de Qualidade é determinar qual a importância de cada requisito funcional com os requisitos do projeto. Para isso a Casa de Qualidade

fornece as opções de relação fraca, moderada e forte entre os requisitos funcionais e os requisitos do projeto. Com base nos valores da ordem de importância determinados pela equipe, a casa da qualidade estabelece o quanto cada requisito funcional influencia nos requisitos do projeto.

O “teto” da Casa de Qualidade auxiliou na decisão de qual sistema apresentaria vantagens técnicas sobre os outros. Com ele é possível fazer uma correlação direta entre os requisitos funcionais e requisitos técnicos. O requisito de projeto ‘componentes hidráulicos’ foi o que apresentou maior influência, mas isso apenas indica que, caso fosse o escolhido, apresentaria uma necessidade maior de controle, visto que implicaria em mais aspectos que os outros sistemas.

O Quadro 2 apresenta um resumo das relações contidas na casa da qualidade, permitindo uma visualização mais clara dos dados e auxiliando na decisão do tipo de acionamento.

Acionamento	Custo	Complexidade	Contaminação	Precisão	Controle	Peso
Mecânico	Médio	Baixa	Média	Alta	Alto	Baixo
Eletromagnético	Alto	Alta	Baixa	Média	Médio	Alto
Pneumático	Médio	Alta	Alta	Alta	Alto	Médio
Hidráulico	Alto	Alta	Alta	Alta	Alto	Alto

Quadro 2 – Influência de cada tipo de acionamento nos requisitos

Considerando as vantagens que seriam obtidas escolhendo o sistema mecânico como o mais adequado ao projeto, como ter um sistema de controle mais preciso, encaixes mais simples, ser mais barato e menos complexo, foi então decidido que o sistema mecânico, com acionamento através de um motor de passo é a melhor escolha para o projeto da modificação do cabeçote.

A Casa da Qualidade desenvolvida está representada na Figura 23 a seguir.

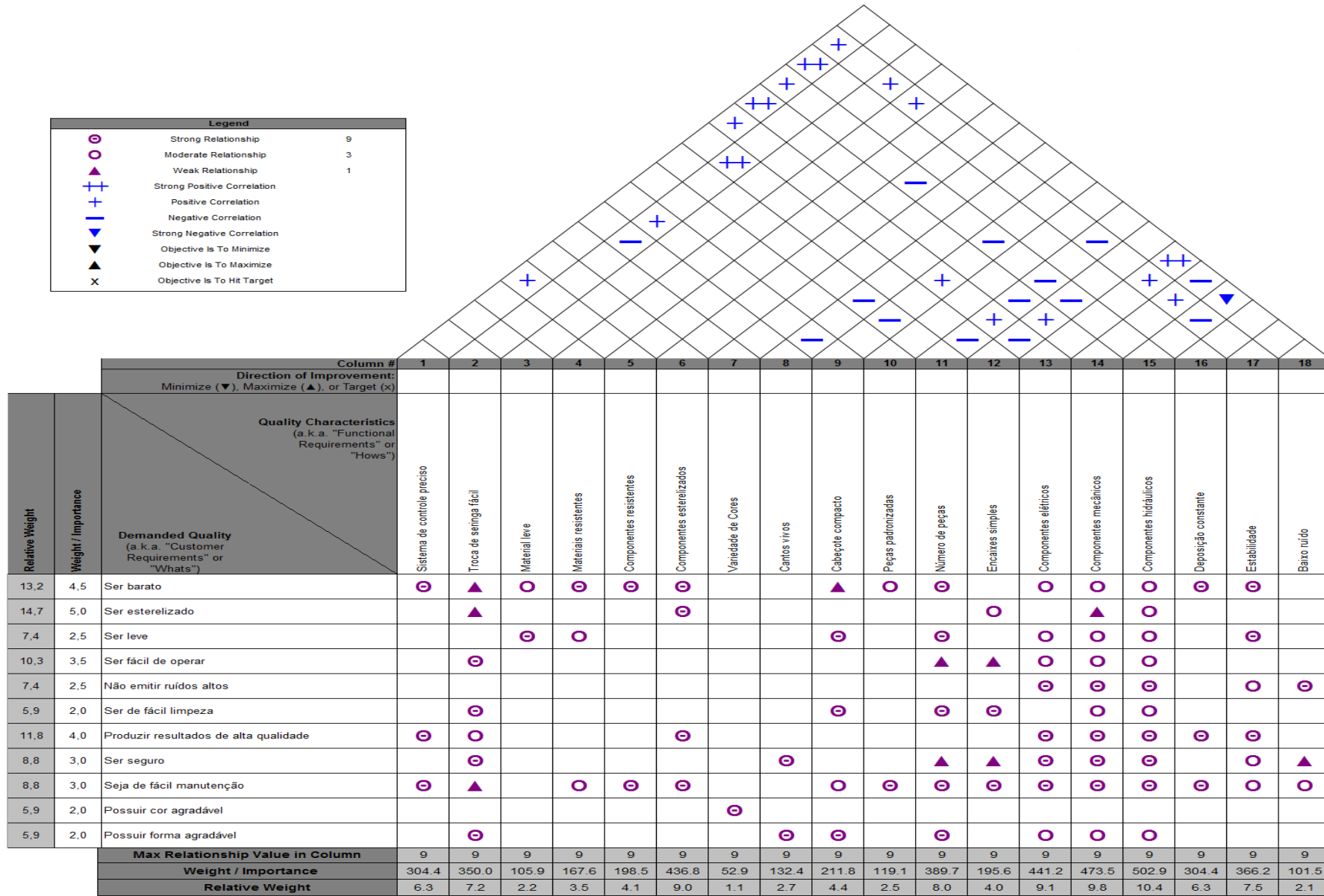


Figura 23 - Casa da qualidade

3.7 Projeto do Cabeçote

Nesta seção será detalhado o projeto do cabeçote. Nas seções 3.6 e 3.7 foi definido que a seringa deve ser fixa em relação a movimentação do cabeçote. Que a êmbolo da seringa tenha seu movimento completo ao longo do curso e que o cabeçote e a seringa sejam entidades separadas a fim de proporcionar trocas de seringas quando necessário. Além disso foi definido que o sistema mecânico de acionamento é o que melhor atende os requisitos necessários. Todos os desenhos dos componentes do projeto se encontram no Apêndice A.

3.7.1 Sistema de acionamento

O sistema de acionamento deve proporcionar um movimento linear do pistão da seringa, enquanto que o cilindro externo se mantenha fixo em relação ao sistema. Decidiu-se que a fonte do movimento seria um motor de passo, modelo Nema 17. Para converter o movimento angular do eixo do motor para movimento linear da seringa, foram analisadas algumas possíveis soluções.

Barra roscada: Utilizando um acoplador entre o eixo e uma barra roscada, é possível transformar o movimento angular do eixo do motor em movimento linear utilizando uma castanha conectada a barra roscada. Conforme o motor é acionado, a barra roscada gira, movimentando a castanha para cima ou para baixo. Esta castanha então pode ser acoplada em outra peça que se conecte a seringa, permitindo o acionamento da mesma. Esse sistema é relativamente simples, requerendo apenas uma barra roscada, acoplador, uma pequena castanha e uma peça de conexão entre castanha e seringa. A velocidade linear do êmbolo depende do passo da barra que será utilizada.

Cremalheira: O sistema de acionamento de cremalheira, requer uma engrenagem conectada ao eixo do motor e uma cremalheira que quando o motor seja acionado, a engrenagem conectada a cremalheira gira, movimentando-a para cima ou para baixo. Uma peça de conexão entre a cremalheira e a seringa acionaria a mesma. Esse sistema se torna um pouco mais complexo que o da barra roscada, requerendo uma engrenagem e cremalheira de qualidade.

Came: Esse sistema utiliza o conceito de came-seguidor, onde o came estaria conectado ao eixo do motor e o seguidor estaria conectado a uma peça conectando-o a seringa. Quando o motor é acionado, o seguidor desceria ou subiria, acionando a seringa. Esse sistema é mais complexo que os anteriores, seria necessário um came muito grande para que desloque um seguidor por 79 mm de curso. Além disso, a fabricação de um came e seguidor encareceria muito o projeto.

3.7.2 Força de acionamento

Para projetar o cabeçote e o sistema de acionamento é necessário primeiro saber quanto de força é necessário. Para isso, foi adicionado um silicone em gel na seringa, um fluido de alta viscosidade que pode ser considerado o caso mais extremo para o funcionamento do sistema. Foi utilizada uma balança e se posicionou a seringa com a ponta para cima, e a seringa foi pressionada contra a balança até que o silicone fosse expelido. Ao expelir o silicone, verificou-se que a balança marcava em torno de 1kgf. A força de acionamento mínima é então de 10 N, considerando a aceleração da gravidade como aproximadamente 10 m/s^2 . O motor selecionado Nema 17, produz um torque de 44 N.cm. Para calcular o torque necessário para o acionamento de 10 N, utilizou-se a Equação 1:

$$T = \frac{F \cdot Ph}{2\pi \cdot \eta_1}$$

Equação 1 - Torque necessário para o acionamento

Sendo:

T= Torque fornecido pelo motor

F= Força de acionamento do embolo

Ph= Passo do fuso

η_1 = Eficiência do fuso

Para verificar que o motor selecionado é suficiente, o resultado da Equação 1 deve fornecer um torque menor que 44 N.cm. A força de acionamento é de 10 N, considerando um fuso M8 de passo 0,008 m, considerando uma eficiência de 30%, típica de fuso de aço em contato com rosca de bronze. Com esses parâmetros inseridos na Equação 1, obtém-se um torque de 4,2 N.cm, menor do que o motor Nema 17 fornece. Conclui-se que utilizando um

motor Nema 17 e um fuso M8, são mais do que suficientes para realizar o acionamento da seringa.

3.7.3 Detalhamento do projeto

Entre as opções apresentadas, optou-se pela utilização de uma barra roscada pela sua simplicidade e baixo custo quando comparada as outras opções. Com isso definido, sabe-se que o projeto deve conter:

- Motor Nema 17;
- Seringa 20 ml, 79 mm de curso;
- Barra Roscada;
- Acoplador.

Após várias etapas e iterações que serão explicadas nas seções a seguir, chegou-se no seguinte conceito de cabeçote, mostrado na Figura 24, com os componentes acima mostrados.

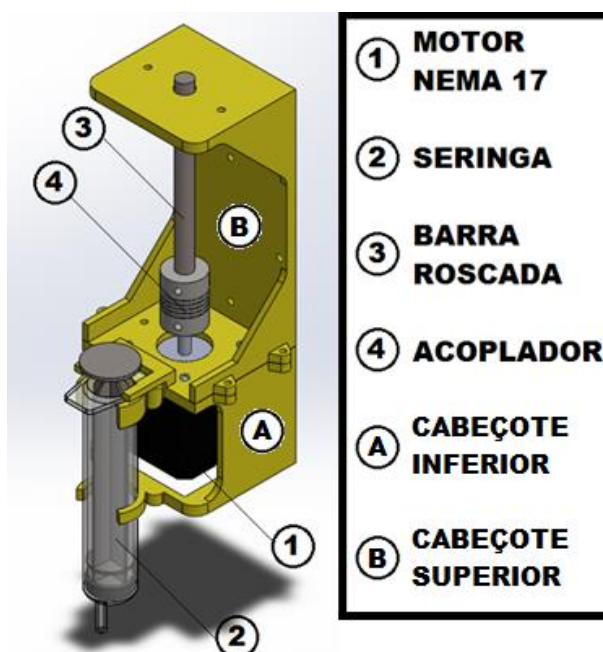


Figura 24 - Conceito inicial do cabeçote

O conceito inicial acima apresenta os 4 componentes citados já posicionados. As seções a seguir explicam as escolhas feitas em cada parte do projeto.

3.7.3.1 Engate Rápido

Primeiramente, teve-se em mente que uma das principais necessidades do projeto é ter seringas que possam ser colocadas e retiradas de forma fácil ao mesmo tempo que seja fixa e não possua folgas durante operação. Para isso, foram analisados sistemas de braçadeira apertados por parafuso, sistema de braçadeiras abre e fecha utilizando pinos e por final sistema de engate rápido forçado. Todas as opções acima foram projetadas, impressas e testadas a fim de verificar qual fornecia um engate mais fácil e rígido. Os testes estão mostrados na Figura 25.

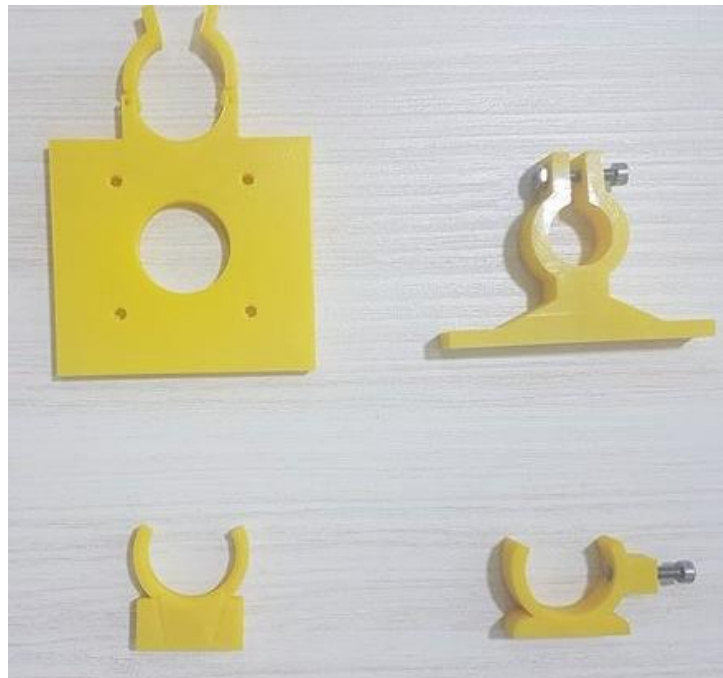


Figura 25 - Métodos de fixação da seringa testados

De todos os métodos testados, os apertados por parafusos se mostraram pouco efetivos em manter a seringa fixa, além de não serem tão fáceis de fixar toda vez que fosse necessário a troca de seringas, pelo fato de ser necessário apertar um parafuso. O sistema de braçadeira abre e fecha com pinos se mostrou eficiente, mas ele possui o mesmo defeito que os de parafusos, onde é necessário apertar o parafuso para manter os braços fechados. Nesse sistema ainda, houve a preocupação da fragilidade dos braços. Por fim, o método escolhido de engate forçado se provou resistente e de extrema facilidade de engate.

A fim de melhorar a qualidade do engate, foram testados diferentes ângulos de aberturas em combinação com diferentes diâmetros. O dispositivo utilizado para testar o melhor engate é o mostrado na Figura 26.



Figura 26 - Dispositivo de testes de engate rápido

Com o dispositivo de engate escolhido, foi decidido utiliza-lo em duplicidade, um perto da base da seringa e outro perto da ponta, para evitar que a seringa se mova devido a vibrações da máquina. O projeto do engate rápido esta mostrado na Figura 27.

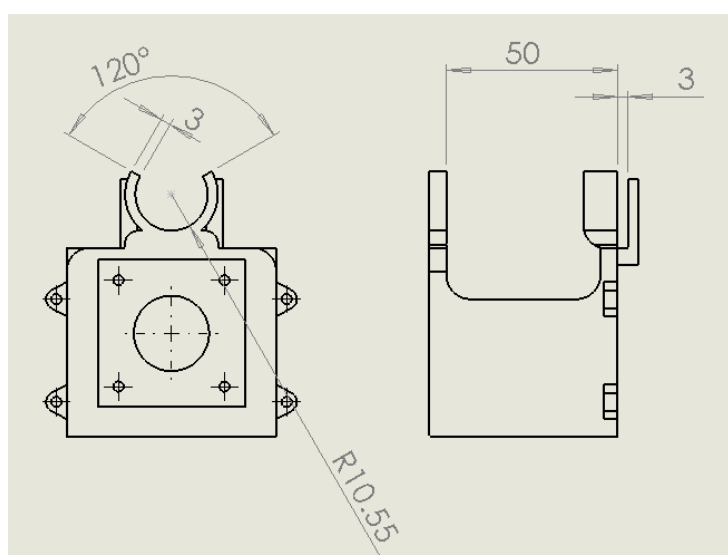


Figura 27 - Projeto do engate da seringa

3.7.3.2 Posicionamento do Motor

O posicionamento do motor foi definido considerando-se o espaço que a estrutura oferece. No início do projeto, o primeiro posicionamento idealizado foi acima da seringa, mas após algumas simulações no CAD, concluiu-se que o motor poderia ficar atrás da seringa. Esta posição diminui consideravelmente as vibrações, pois o centro de gravidade do cabeçote se desloca para baixo, próximo à seringa devido o motor ser o componente mais pesado da estrutura. Quanto mais próximo ao centro de gravidade estiverem as barras de sustentação, melhor e mais facilmente a correia é capaz de movimentar o cabeçote. A estrutura do cabeçote favorece o encaixe do motor. A Figura 28 representa o detalhe de como o motor foi montado no cabeçote.

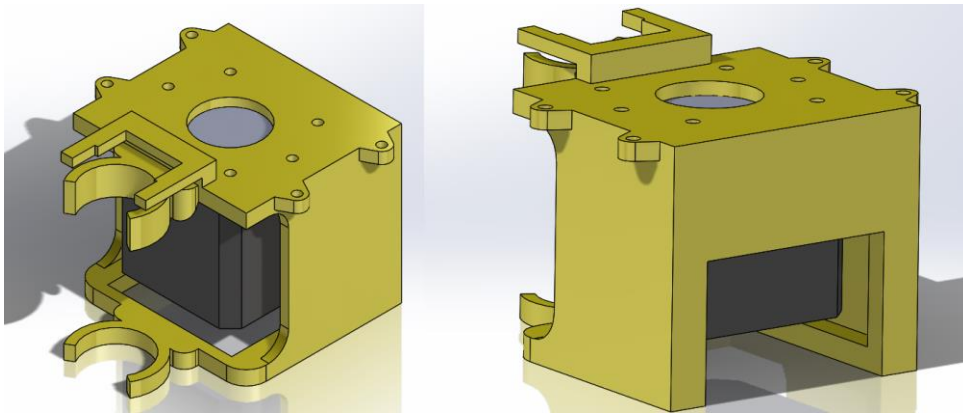


Figura 28 – Detalhe do posicionamento do motor na parte inferior do cabeçote

3.7.3.3 Curso da Seringa

O fornecimento de material que pode ser depositado será diretamente proporcional ao curso da seringa disponível. O curso utilizável da seringa é de 79 mm e, para isso, foi selecionado um fuso de 100 mm para que ele possa cobrir todo o curso e possuir folga para se conectar ao acoplamento, no topo do cabeçote e na plataforma de elevação. O fuso selecionado tem rosca M8 devido ser compacto, se adequar ao projeto e por sua facilidade de ser encontrado comercialmente. O fuso escolhido possui um diâmetro mínimo de 6,47mm e é feito de aço. Não foi calculado um coeficiente de segurança pois o torque exercido pelo motor é muito pequeno para ter efeitos significativos no fuso. A conexão entre o fuso e o eixo do motor se dá por um acoplamento com distância de encaixe de 5mm para o eixo do motor e de 8mm para o fuso. O acoplamento é flexível, absorvendo qualquer imperfeição no

alinhamento, na hora da montagem. As agulhas das seringas serão cortadas e utilizadas pois reduzem o diâmetro do filamento depositado, resultando em melhor qualidade da impressão.

3.7.3.4 Cabeçote segmentado

A segmentação do cabeçote ocorreu para facilitar o processo de impressão em uma impressora 3D usando PLA. Seria uma impressão demorada e complexa, levando 17 horas e com muitos suportes. Uma forma de contornar essa situação encontrada foi dividi-lo em duas partes. Dessa forma, com a junção das duas partes através de parafusos, a obtenção da peça desejada foi mais fácil e ofereceu uma segurança maior, pois diminui as chances de erro na impressão da peça e ajuda na montagem do cabeçote, pois favorece o posicionamento do motor, tornando o processo mais rápido. O parafuso utilizado para união do cabeçote é o M3-10.

A peça suporte que conectava o cabeçote antigo as guias do eixo X foi impressa em PLA, muito similar à peça fornecida pelo fabricante da impressora base, porém com ajustes necessários nas dimensões. A Figura 24 mostra a montagem do cabeçote com as partes inferior e superior.

3.7.3.5 Guias lineares e Plataforma de elevação

O movimento angular do fuso conectado ao motor deve ser transferido ao topo da seringa resultando em um movimento linear da mesma. Para isso foi projetada uma plataforma de elevação, que realiza esta função. A conexão entre a plataforma e o fuso foi feita por meio de uma porca castanha M8. Esta castanha é fixada a plataforma com 4 parafusos M3-10. A conexão entre a plataforma e o pistão da seringa foi feita de forma similar aos engates rápidos mostrados na sessão 3.8.3.1.

Além da plataforma, decidiu-se incluir no projeto 2 guias lineares verticais, para garantir a estabilidade do conjunto e também para guiar o movimento da plataforma somente na direção do eixo Z. Por fim, foi incluída uma tampa superior para cobrir as pontas do fuso e das guias lineares. A Figura 29 ilustra o conceito final do cabeçote. Todos os desenhos técnicos de cada peça estão inclusos no Apêndice A.

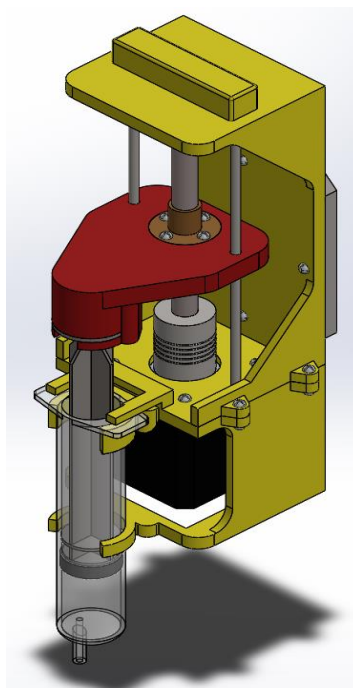


Figura 29 - Conceito final do cabeçote

3.8 Construção do cabeçote

Com o projeto concluído e todas as especificações de cada peça determinadas, iniciou-se então a etapa de fabricação, compra ou reaproveitamento de peças para a montagem do cabeçote.

3.8.1 Aquisição das peças

O Quadro 3 abaixo mostra todas as peças necessárias para a montagem do cabeçote, suas especificações e a forma de obtenção.

<u>Peça</u>	<u>QTD</u>	<u>Especificação</u>	<u>Obtenção</u>
Cabeçote Superior	1	PLA, 50% infill	Impressa
Acoplamento	1	5x8mm, 10mm	Compra Online (Mercado Livre)
Cabeçote Inferior	1	PLA, 50% infill	Impressa
Castanha	1	T8 - FZ0012, Bronze	Compra Online (Mercado Livre)
Fuso	1	T8 - FZ0012, 100mm	Compra Online (Mercado Livre)
Guia Linear	2	3mm X 125mm	Compra Online (Mercado Livre)
Parafuso	4	M3 x 10mm	Loja de Ferramentas
Parafuso	8	M3 x 12mm	Loja de Ferramentas
Parafuso	4	M3 x 30mm	Loja de Ferramentas
Plataforma de Elevação	1	PLA, 50% infill	Impressa
Porca	12	M3	Loja de Ferramentas
Seringa	5	Descartável 20ml	Farmácia
Suporte Cabeçote	2	PLA, 50% infill	Impressa
Tampa Superior	1	PLA, 50% infill	Impressa

Quadro 3 – Tabela de Peças

Os parafusos e seringas foram compradas numa loja de ferramentas e farmácia de Curitiba respectivamente. O acoplamento, castanha, fuso e guias lineares foram obtidos através do site de vendas online (mercado livre). Todos os custos dos itens serão apresentados na sessão 4.1. O motor do cabeçote antigo foi utilizado para o acionamento do êmbolo da seringa.

3.8.2 Impressão das peças

As peças de PLA (Cabeçote superior e inferior, suporte, tampa e plataforma de elevação) foram impressas utilizando uma impressora 3D Prusa i3. A Figura 30 abaixo mostra a orientação de impressão de cada peça, com os detalhes em verde representando os suportes utilizados.

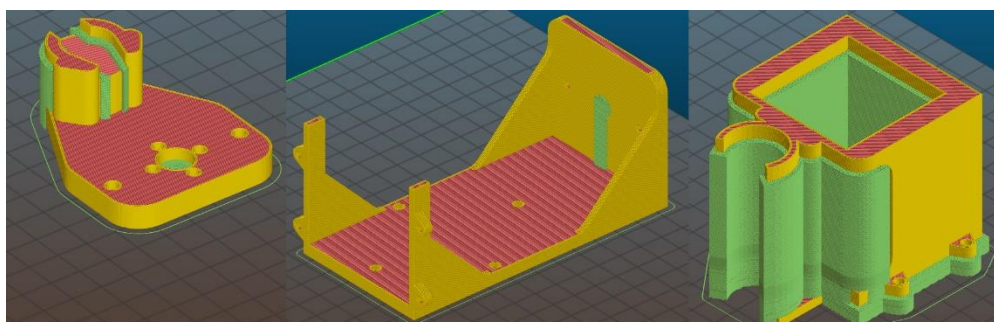


Figura 30 - Orientação das peças impressas

A plataforma de elevação e o cabeçote inferior foram impressos nesta posição devido à natureza do processo de deposição em camadas. Como a força aplicada no engate rápido é feita em um sentido, a impressão foi feita de modo que as camadas permitissem uma resistência mecânica superior no sentido de aplicação da força. O cabeçote superior foi impresso deitado para minimizar os suportes. A tampa e suporte são peças simples e foram impressas deitadas, com a área de superfície maior encostada na mesa da impressora. O Quadro 4 abaixo mostra o volume de material utilizado em cada peça e o tempo de impressão.

Peça	QTD	Volume (mm³)	Tempo (Horas)
Cabeçote Superior	1	60585	5
Cabeçote Inferior	1	51097	6
Plataforma de Elevação	1	26781	3
Suporte Cabeçote	2	17915	2
Tampa Superior	1	2793	0,5

Quadro 4 – Volume e tempo necessários para fabricação das peças

3.8.3 Montagem do cabeçote

Com todas as peças da tabela 2, foi realizada a montagem do cabeçote na impressora. Primeiramente foi retirado o cabeçote de extrusão de filamento. Ele foi desmontado na sequência inversa como foi apresentado na sessão 3.5. O motor deste cabeçote foi colocado junto com as demais peças do novo cabeçote para ser reutilizado. A sequência de montagem esta detalhada no Apêndice D.

3.9 Sistema eletrônico

Ao finalizar a montagem, todas as conexões do cabeçote antigo com a placa controladora foram removidas com exceção do motor da extrusora. No entanto ao realizar teste de movimentação dos motores, percebeu-se que o motor do cabeçote não se movimentava. Isso ocorreu devido ao fato de que no firmware utilizado na impressora estava programado para o motor da extrusora não se movimentar caso a temperatura do bico extrusor estivesse abaixo de 170 °C para evitar movimentar o filamento antes da temperatura adequada. Como essa programação não faz mais sentido utilizando o novo cabeçote, o código do firmware foi modificado utilizando o programa Arduino para que o motor possa ser movimentado a qualquer temperatura. Utilizando o painel LCD da impressora, verificou-se que todos os motores estavam funcionando corretamente após essa mudança.

3.10 Testes de impressão

Conforme observado na impressora utilizada como referência para este trabalho, alguns testes foram necessários para avaliar o desempenho inicial do novo

cabeçote. Para isso, após o desenvolvimento do projeto, sua fabricação e instalação na impressora, tornou-se necessário determinar certos parâmetros de impressão. Para que os testes fossem feitos da maneira desejada, parâmetros como a velocidade de extrusão e a velocidade de movimentação dos eixos da impressora foram ajustados.

Foram preparadas 5 seringas com diferentes materiais para observar os efeitos da diferença de viscosidade entre os materiais quando utilizados para a impressão. Os materiais utilizados foram gel de cabelo, creme hidratante, creme dental, silicone e uma mistura de $\frac{3}{4}$ de cola e $\frac{1}{4}$ de água. Para avaliar a diferença de viscosidade foi consultado o Laboratório de Reometria (LabReo) do Centro de Pesquisas em Reologia e Fluidos Não Newtonianos (CERNN) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), e foi constatado que a ordem de viscosidade dos materiais, do mais viscoso para o menos viscoso é silicone, pasta de dente, gel de cabelo, creme hidratante e a mistura de cola e água. As seringas foram preparadas, adicionando o respectivo material em cada uma. Foi tomado o cuidado em minimizar a quantidade de ar presente no material. A Figura 31 apresenta as seringas preparadas antes dos testes.



Figura 31 - Amostras das seringas preparadas com os materiais

Os testes a serem realizados com as 5 seringas mostradas permitirão a análise do comportamento de deposição de cada um deles, permitindo assim verificar sob

quais condições a qualidade da impressão é maximizada. Também serve como base para desenvolvimento do material biológico a ser utilizado. A seguir estão listados os parâmetros que foram analisados nas impressões obtidas e sua importância na qualidade dos resultados.

- **Deposição linear**

Garante que a impressora tem capacidade de imprimir linhas retas sem desvios ou irregularidades.

- **Espessura da linha**

Garante a resolução da impressora, a capacidade de imprimir linhas finas resulta em uma maior precisão para gerar geometrias menores e com mais detalhes.

- **Interrupção de deposição**

Ao terminar a impressão ou ao terminar um segmento de deposição, um fator de muita importância é a capacidade de parar instantaneamente o fluxo de material. Uma impressora que tenha essa capacidade permite uma impressão sem depositar material nos percursos em vazio.

Para garantir que o projeto realizado tenha todas as capacidades acima e como parte de um teste inicial, decidiu-se imprimir a geometria de um quadrado pois ele permite a fácil análise de todas as competências listadas acima.

As impressões foram programadas através do software Repetier, que permite a programação da geometria desejada usando código G. As geometrias programadas foram simples o suficiente para permitir que o código fosse escrito com poucas linhas e usando poucos parâmetros. Foi testado o mesmo quadrado em diferentes materiais, diferentes velocidades de extrusão e diferentes velocidades de movimentação relativa do cabeçote. O código G utilizado para efetuar os testes se encontra no Apêndice B, com a explicação do objetivo de cada parte do código.

3.11 Resultados

Foram feitos testes de deposição utilizando os 5 materiais diferentes mencionados, utilizando uma geometria padrão de um quadrado para uma comparação plena das variáveis envolvidas. Primeiramente foram feitos testes de

escoamento em vazio para avaliar a extrusão de cada material, em seguida as geometrias definidas foram impressas, variando diversos parâmetros. A partir dos testes se verificou que as variáveis que mais influenciam o resultado são: distância de offset Z entre a ponta da agulha e a mesa, velocidade de movimentação linear da plataforma de elevação, velocidade de movimentação dos eixos X e Y e das propriedades dos materiais utilizados. A Figura 32 mostra a deposição de alguns materiais nos testes iniciais.

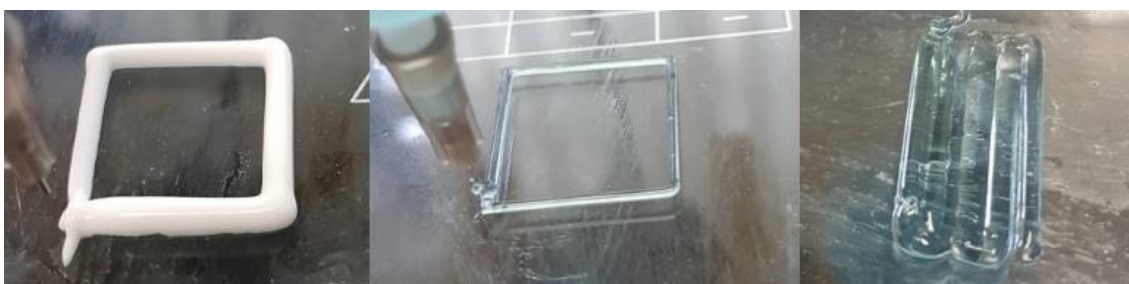


Figura 32 – Geometrias impressas. a) Creme Hidratante, forma quadrada; b) Gel de cabelo, forma quadrada; c) Gel de cabelo, teste de espessura

Dentre os materiais testados, os que apresentaram um comportamento adequado para os testes foram o gel de cabelo e o creme hidratante, por serem suficientemente consistentes para a formação das geometrias, sem apresentarem deformações caso nenhuma força fosse aplicada. O gel de cabelo apresentou alguns defeitos, visto que existem muitas bolhas presentes no material, que pode gerar defeitos na geometria. O silicone e o creme dental se mostraram de difícil extrusão devido a sua alta viscosidade e o diâmetro pequeno da agulha. A mistura de cola e água se mostrou imprópria devido baixa viscosidade, sendo muito difícil interromper o fluxo de deposição. Portanto os testes com silicone, creme dental e cola com água se mostraram inviáveis.

Primeiramente foram feitos testes para determinar uma taxa de deposição adequada do material. Os testes foram feitos por tentativa e erro até que se obtivesse um diâmetro de filamento mínimo sem perda de forma do quadrado. A Figura 33a mostra o teste em que a taxa de deposição foi baixa demais e na Figura 33b alta demais, gerando uma forma não adequada ou com excesso de material depositado.



Figura 33 – Velocidades inadequadas de extrusão. a) Baixa velocidade de extrusão; b) alta velocidade de extrusão

A Figura 32b, mostra um resultado onde a taxa de deposição foi otimizada. Para isso foi utilizada uma velocidade de movimentação dos eixos X e Y de 100 mm/min e da plataforma de elevação foi utilizado 0,1 mm/min. Devido a esta velocidade ser alterada devido ao passo do fuso, no programa Repetier e consequentemente no código G utilizado, a velocidade real é de 0,25 mm/min.

Para a distância de offset em Z, se observou que ela deve ser maior que a de uma impressora de filamento convencional. Ao aumentar muito esta distância, o material depositado perde a forma e os ângulos do quadrado saem prejudicados. A distância adotada para este parâmetro foi de 4 mm, baseado nos testes obtidos.

A agulha utilizada para realizar o depósito deve ser normal ao plano onde a impressão será feita, ou seja, sua direção é perpendicular ao plano XY da impressora 3D.

Para minimizar o efeito do material em excesso depositado ao final do procedimento, foi utilizada uma retração do embolo antes de terminar a impressão. Verificou-se que apenas retraindo o embolo ao final da impressão não fornece tempo suficiente para que o material que já está escoando retorne. Utilizando os testes realizados, verificou-se que a retração deve ocorrer 3 segundos antes do final do segmento, para as configurações adotadas. Para deposições de filamento mais curtas, os parâmetros utilizados podem ser modificados para uma retração mais rápida. Este procedimento depende da programação adequada, prevendo quando parar a extrusão e, eventualmente, um começo de extrusão prévio para garantir que não exista uma falta de material no começo da próxima extrusão caso a mesma seringa seja utilizada para a próxima impressão. A Figura 34a e 34b mostram a

diferença entre testes onde foi efetuado o recuo do motor da extrusão para remover a sobra e outro teste onde o mesmo não foi feito, respectivamente.

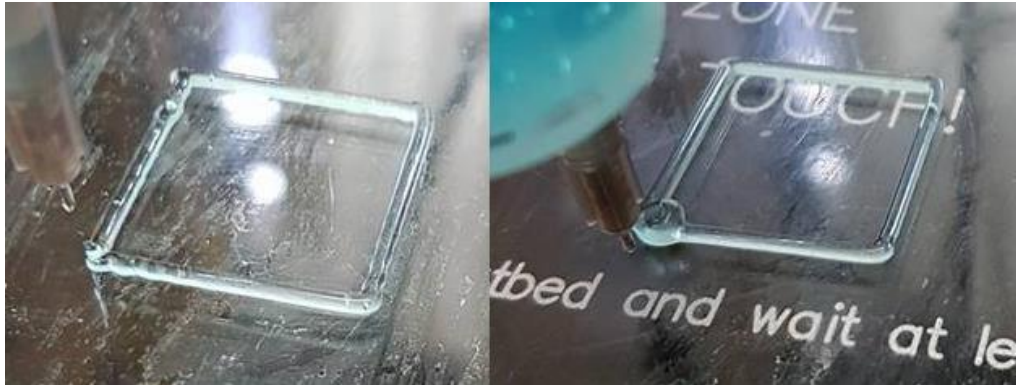


Figura 34 – Detalhe das agulhas sem e com sobra de material depositado. a) Deposição sem material de sobra; b) Deposição com material de sobra

Outro parâmetro de impressão analisado foi a espessura do filete. A velocidade de deposição é facilmente controlada pela alteração da velocidade do motor da extrusora, mantendo a velocidade dos eixos X e Y constante. Concluiu-se que tal velocidade deve ser baixa, pois quanto mais alta a velocidade de extrusão, mais espesso será o filete. A velocidade de movimentação do cabeçote é igualmente importante para a impressão. Mantendo a taxa de deposição constante, caso essa velocidade de movimentação esteja muito baixa, a impressão leva muito tempo, e caso seja rápida demais, irá promover uma descontinuidade, deixando de depositar em determinados locais.

Ao final dos testes e da análise dos mesmos, concluiu-se que o cabeçote fabricado possui as capacidades desejadas e planejadas pelos objetivos do presente trabalho. A Figura 35 abaixo mostra o resultado obtido com filetes uniformes, ângulos bem formados, uma espessura de filete fina e sem excesso de material ao final do procedimento. Na mesma figura estão presentes as configurações utilizadas para obter este resultado



Velocidade Eixo X	100 mm/min
Velocidade Eixo Y	100 mm/min
Velocidade da Plataforma	0,1 mm/s
Velocidade de Retração	0,5 mm/s
Vazao de Material	0,026 ml/s
Offset Z	4 mm
Material Utilizado	Gel Bozzano 4
Viscosidade Máxima do Material	13900 kg/s.m
Quantidade Utilizada	1,248 ml

Figura 35 - Resultado final deposição

4 ASPECTOS OPERACIONAIS

4.1 Orçamento

Como parte essencial do projeto, uma impressora 3D do modelo 3D GRABER PRO foi comprada da empresa RepRap 3D, escolhida entre 3 orçamentos de modelos e empresas diferentes. O orçamento contendo todos os componentes da impressora e o valor final em reais é apresentado no Quadro 5.

ORÇAMENTO

Qtde.	Descrição	Valor Unitário	Total
1	ESTRUTURA MDF CRÚ	R\$ 150,00	R\$ 150,00
1	KIT DE ELEMENTOS DE FIXAÇÃO (PARAFUSOS)	R\$ 110,00	R\$ 110,00
1	KIT DE CORREIAS GT2	R\$ 80,00	R\$ 80,00
2	POLIAS DE ALUMÍNIO GT2	R\$ 40,00	R\$ 80,00
10	BUCHAS RJMP-01-08	R\$ 15,00	R\$ 150,00
2	ACOPLADORES DE ALUMÍNIO	R\$ 20,00	R\$ 40,00
1	KIT DE GUIAS LINEARES	R\$ 50,00	R\$ 50,00
2	FUSOS TRAPEZOIDAIS	R\$ 75,00	R\$ 150,00
5	MOTORES NEMA 17	R\$ 90,00	R\$ 450,00
1	KIT FIAÇÃO PARA MOTORES	R\$ 40,00	R\$ 40,00
1	KIT FIAÇÃO CHAVES FIM DE CURSO	R\$ 25,00	R\$ 25,00
4	CHAVES FIM DE CURSO	R\$ 5,00	R\$ 20,00
1	KIT FIAÇÃO GERAL	R\$ 45,00	R\$ 45,00
1	ARDUINO MEGA	R\$ 100,00	R\$ 100,00
1	PLACA CONTROLADORA RAMPS	R\$ 145,00	R\$ 145,00
5	DRIVER A4988	R\$ 25,00	R\$ 125,00
1	BICO AQUECIDO	R\$ 150,00	R\$ 150,00
1	MESA AQUECIDA MK2B - BLACK	R\$ 80,00	R\$ 80,00
1	FONTE CHAVEADA 12V 30A	R\$ 80,00	R\$ 80,00
1	ROLO 250g FILAMENTO ABS	R\$ 25,00	R\$ 25,00
1	FRETE PAC	R\$ 45,00	R\$ 45,00
	TOTAL		R\$ 2.140,00

Quadro 5 - Orçamento dos componentes da 3D GRABER PRO

Foi utilizada a Tabela 3 para determinar os preços das peças impressas. Utilizando um valor de R\$ 100,00 para o kg de PLA, com densidade de $1,24 \text{ g/cm}^3$. Foi considerado também a hora/máquina como R\$ 5,00/h. O Quadro 6 mostra os demais elementos necessários para a construção do cabeçote.

Peça	QTD	Preço Total
Cabeçote Superior	1	R\$32,00
Acoplamento	1	R\$10,80
Cabeçote Inferior	1	R\$36,00
Castanha	1	R\$8,00
Fuso	1	R\$40,00
Guia Linear	2	R\$5,00
Parafuso	4	R\$1,60
Parafuso	8	R\$2,80
Parafuso	4	R\$3,00
Plataforma de Elevação	1	R\$18,00
Porca	12	R\$2,00
Seringa	5	R\$7,50
Suporte Cabeçote	2	R\$25,00
Tampa Superior	1	R\$3,00
Total		R\$194,70

Quadro 6 – Orçamento do cabeçote fabricado

Utilizando os dados dos Quadros 3 e 4, removendo os itens do cabeçote antigo do Quadro 3 e adicionando os custos do novo cabeçote, determina-se um preço final de R\$ 2209,70 para a impressora, o Quadro 7 abaixo mostra o detalhamento dos custos.

Impressora Graber i3	\$2.140,00
Bico aquecido	-\$150,00
Rolo Filamento ABS	-\$25,00
Cabecote Biomaterial	\$194,70
Montagem e Instalação	\$50,00
Total	\$2.209,70

Quadro 7 – Orçamento total

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este Trabalho de Conclusão de Curso 2 procurou definir bem o caminho a seguir para a construção de um cabeçote para uma impressora 3D para deposição de biomateriais. O maior desafio da parte teórica do projeto foi o fato de que as pesquisas em escala mundial na área de impressão de órgãos e tecidos artificiais estão relativamente no começo, principalmente no que se refere ao material ideal para ser usado.

Após a revisão na literatura sobre o tema e com a impressora 3D montada, o foco do nosso Trabalho de Conclusão de Curso 2 foi projetar adequadamente o cabeçote, fabricá-lo e efetuar as alterações no sistema inteiro para o novo cabeçote.

Todos os objetivos foram alcançados plenamente, pois o novo cabeçote se mostrou funcional e eficiente, respondendo adequadamente aos comandos. O resultado do projeto foi uma impressora de baixo custo, que tem capacidade de imprimir material biológico.

O projeto do cabeçote adaptado permitirá, em trabalhos futuros, a utilização de biomateriais para simular a impressão de estruturas que poderão ser utilizados para transplantes ou implantes em seres humanos. Este equipamento pretende ser utilizado em um projeto que envolverá a UTFPR, o Instituto Pequeno Príncipe e a Universidade de Virgínia (EUA) para, com uma equipe multidisciplinar, estudar e viabilizar a produção de estruturas compatíveis com tecidos humanos.

REFERÊNCIAS

1. REZWAN, K.; CHEN, Q. Z.; BLAKER, J. J.; BOCCACCINI, A. R.
Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*. Volume 27, number 18. 2006.
2. O'BRIEN, Fergal J. ***Biomaterials & scaffolds for tissue engineering.*** *Materials Today*. Volume 14, Number 3. 2011.
3. HUBBEL, Jeffrey A. ***Biomaterials in Tissue Engineering.*** *Nature Biotechnology*. Volume 13. 1995.
4. CHUA, Chee Kai; YEONG, Wai Yee; ***Bioprinting : Principles and Applications.*** Singapura. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. 2015.
5. Habib Fatah N., Nikzad Mostafa, Masood Syed Hasan, and Saifullah Abul Bashar M." **Design and Development of Scaffolds for Tissue Engineering Using Three-Dimensional Printing for Bio-Based Applications** ". *3D Printing and Additive Manufacturing*. June 2016, 3(2): 119-127.doi:10.1089/3dp.2015.0014.
6. Nishiyama, Yuichi, et al. "**Development of a three-dimensional bioprinter: construction of cell supporting structures using hydrogel and state-of-the-art inkjet technology.**" *Journal of Biomechanical Engineering* 131.3 (2009): 035001.
7. **Dimensional Printing for Bio-Based Applications.** *3D Printing and Additive Manufacturing*. June 2016, 3(2): 119-127. doi:10.1089/3dp.2015.0014.
8. CHA, Chaenyung; SOMAN, Pranav; ZHU, Wei; NIKKHAH, Mehdi; CAMCI-UNAL, Gulden; CHEN, Shaochen; KHADEMHOSEINI, Ali. ***Structural reinforcement of cell-laden hydrogels with microfabricated three dimensional scaffolds.*** *Biomaterials Science Journal*. Volume 2014, number 2. 2014.
9. MURPHY, Ciara M.; O'BRIEN, Fergal J. ***Understanding the effect of mean pore size on cell activity in collagen-glycosaminoglycan scaffolds.*** *Cell Adhesion & Migration Journal*. Volume 4, Number 3. 2010.
10. **3Dynamic Systems' Alpha & Omega.** Disponível em <<http://www.bioprintingsystems.com/bioprinters.html>>

Acesso em 14 de novembro de 2016.

11. **3DGRAF**. Disponível em <<http://www.3dgraf.com.br/artigos/artigos/impressao-3d/medicina-dental/item/36-as-20-melhores-bio-impressoras-3d-em-2015>>.

Acesso em 31 de outubro de 2016.

12. **ABTO** – ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE ÓRGÃOS.

Disponível em <<http://www.abto.org.br/abtov03/Upload/file/RBT/2016/rbt1trim-2016-leit.pdf>>. Acesso em 2 de novembro de 2016.

13. **ALL3DP** – All About 3D Printing. Disponível em <<https://all3dp.com/common-3d-printing-problems-3d-printer-troubleshooting-guide/>>.

Acesso em 11 de novembro de 2016.

14. **AUTOMAÇÃO LIVRE**. Disponível em

<<http://www.automacaolive.com.br/2013/04/impressoras-3d.html>>. Acesso em 10 de Novembro de 2016.

15. **CELLINK Inkredible**. Disponível em

< <http://www.cellink.com/>>

Acesso em 14 de novembro de 2016.

16. **FASTCO**. Disponível em <<https://www.fastcoexist.com/1681116/a-3-d-printer-will-soon-print-you-new-organs>>.

Acesso em 2 de novembro de 2016.

17. **GeSim's Bioscaffolder 2.1**. Disponível em

< <http://gesim-bioinstruments-microfluidics.com/bioscaffolder/>>

Acesso em 14 de novembro de 2016.

18. **REPRAP**. Disponível em <<http://reprap.org/wiki/G-code>>.

Acesso em 1 de novembro de 2016.

19. **SOCIETY FOR BIOMATERIALS**. Disponível em <<http://biomaterials-org.securec7.ezhostingserver.com/week/bio25.cfm>>.

Acesso em 11 de novembro de 2016.

20. **3D Printing Industry**. Disponível em
<<https://3dprintingindustry.com/news/top-10-bioprinters-55699/>>.
Acesso em 20 de Abril de 2017.
21. **Portal Brasil**. Disponível em <<http://www.brasil.gov.br/ciencia-e-tecnologia/2014/03/impressao-3d-cti-renato-archer-promove-aplicacoes-tridimensionais>>. Acesso em 03 de Maio de 2017.
22. **REGENHU BIOSYSTEM ARCHITECTS**. Disponível em
<<https://www.regenhu.com/products/3d-bioprinting.html>> Acesso em 14 de novembro de 2016.
23. PAHL, Gerhard; BEITZ, Wolfgang; FELDHUSEN, Jörg; GROTE, Karl-Heinrich. **Projeto na Engenharia**. Editora Blucher. 1ª Edição. 2005.
24. MELLO, Willyams B. **Proposta de um método aberto de projeto de produto – Três alternativas de criação**. São Paulo. 2011.

APÊNDICE A – DESENHOS DO PROJETO

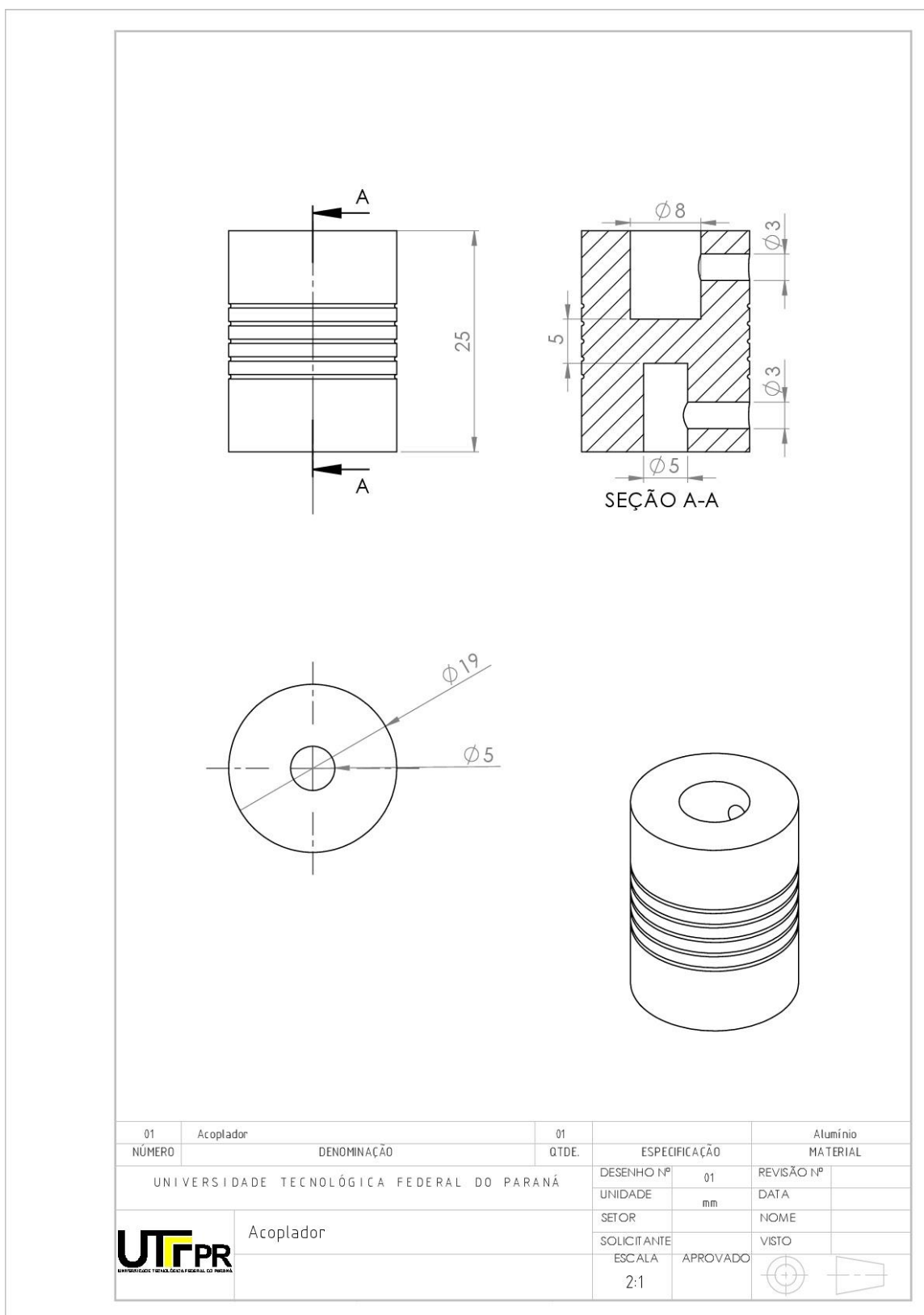
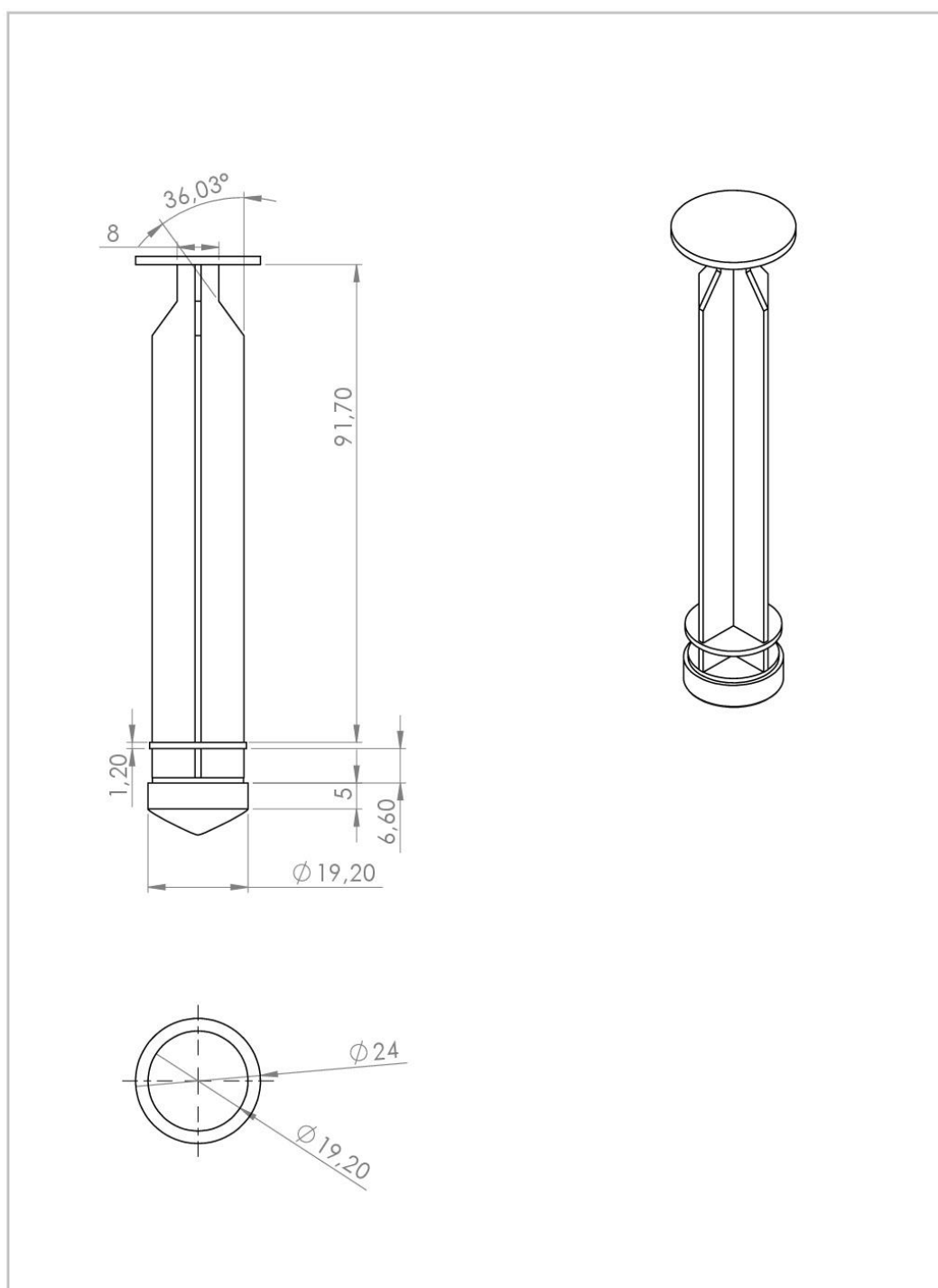


Figura A.1 - Acoplador da Barra Roscada





02	Pistão da seringa	01	ESPECIFICAÇÃO		Polipropileno
NÚMERO	DENOMINAÇÃO	QTDE.	MATERIAL		
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ			DESENHO Nº	02	REVISÃO Nº
			UNIDADE	mm	DATA
			SETOR		NOME
			SOLICITANTE		VISTO
			ESCALA	1:1	APROVADO
					

Figura A.2 – Pistão da Seringa

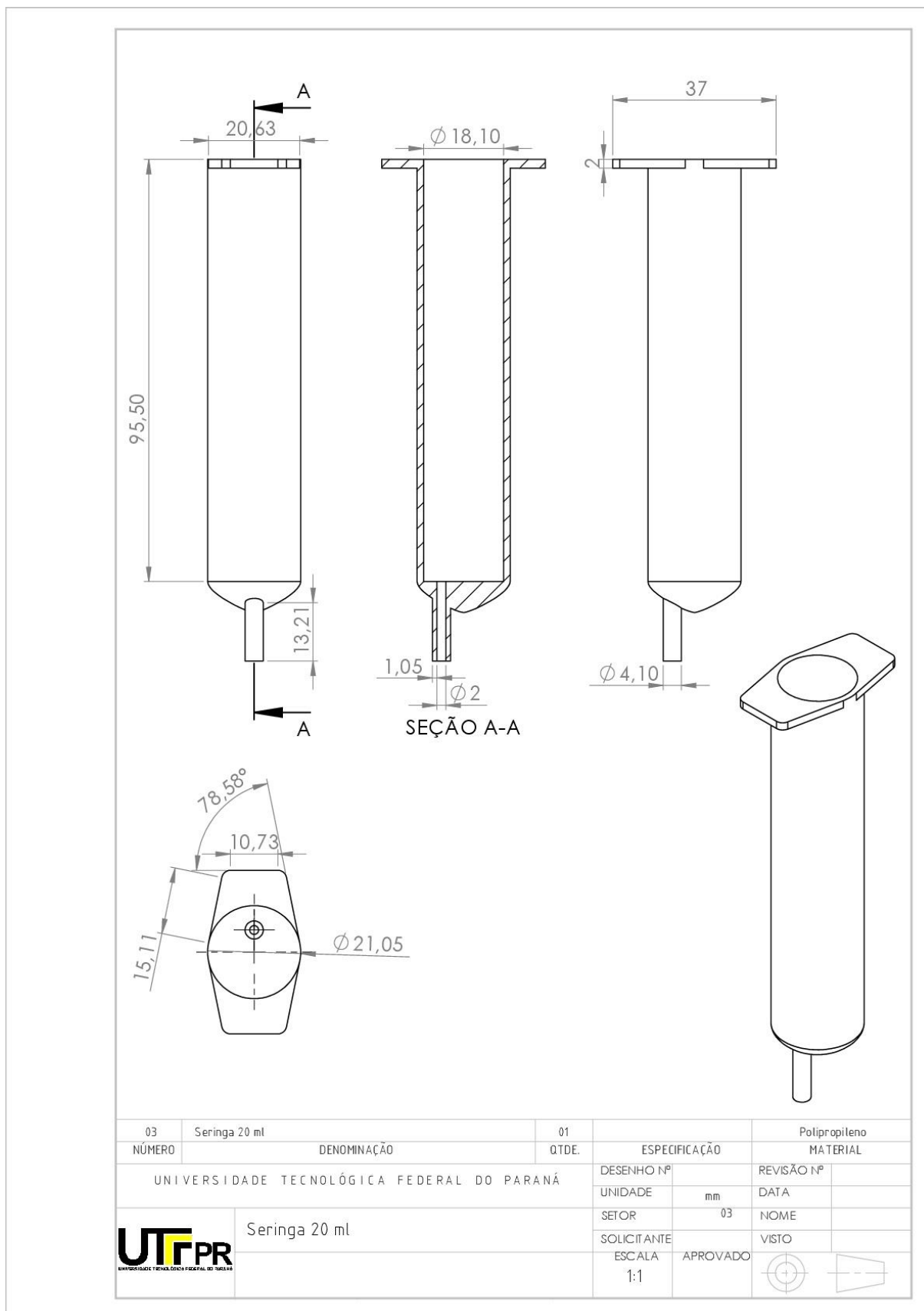


Figura A.3 – Seringa de 20 ml

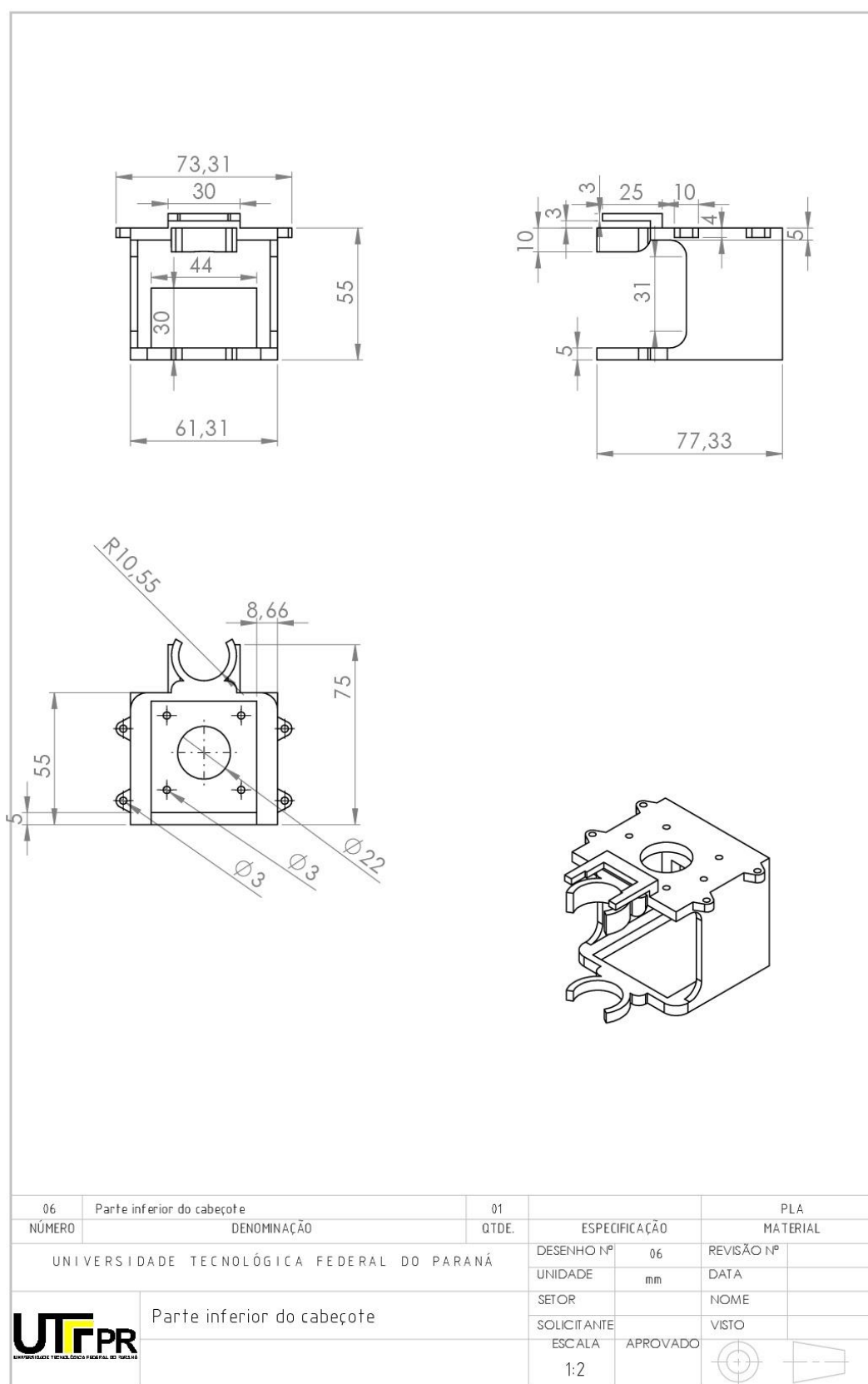


Figura A.4 – Parte Inferior do Cabeçote

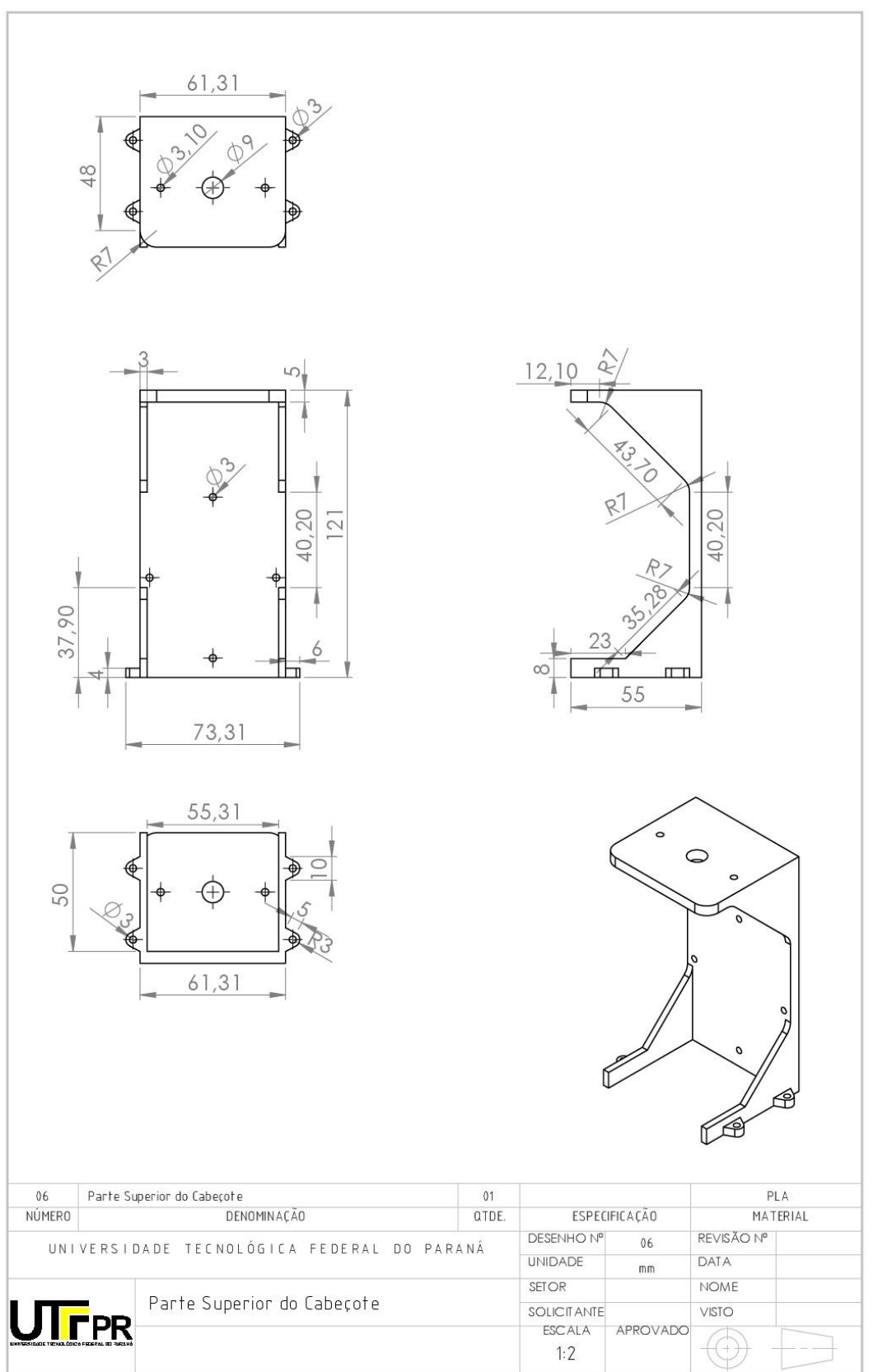
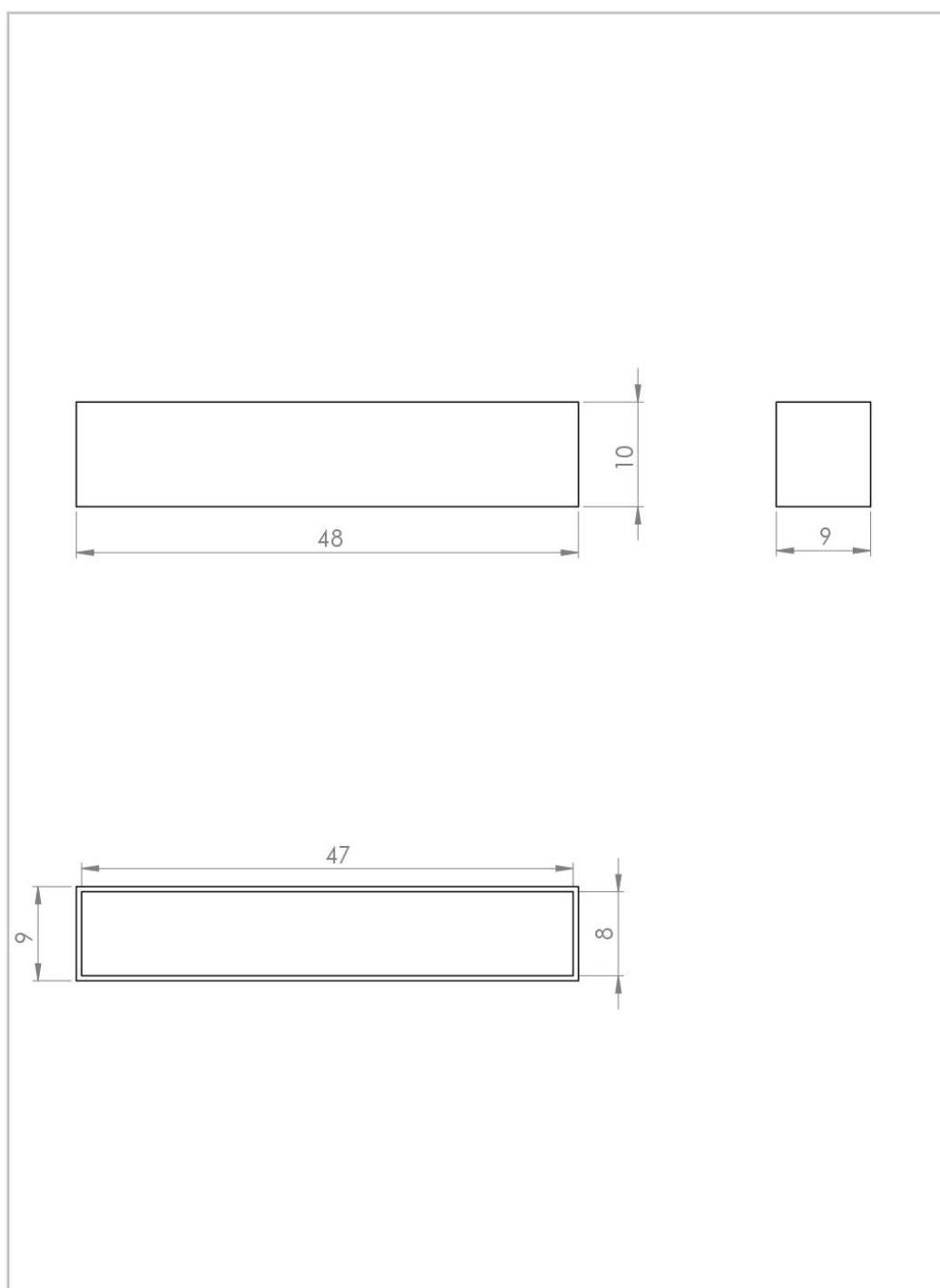


Figura A.5 – Parte Superior do Cabeçote





05	Tampa de proteção das barras	01	ESPECIFICAÇÃO		PLA
NÚMERO	DENOMINAÇÃO	QTDE.	ESPECIFICAÇÃO		MATERIAL
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ			DESENHO Nº	05	REVISÃO Nº
			UNIDADE	mm	DATA
			SETOR		NOME
			SOLICITANTE		VISTO
			ESCALA	2:1	APROVADO
					

Figura A. 6 – Tampa de Proteção das Barras

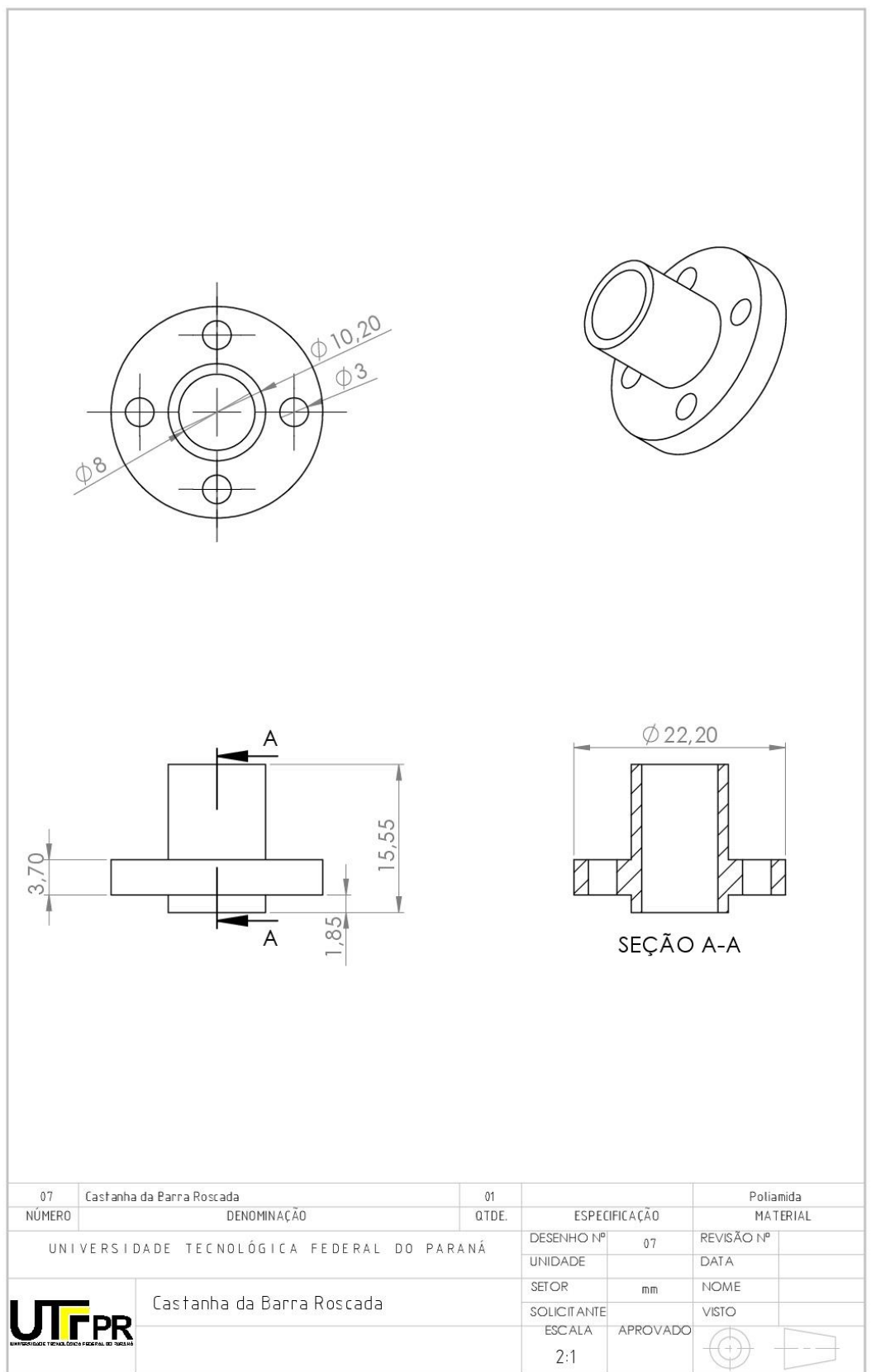


Figura A.7 – Castanha da Barra Roscada

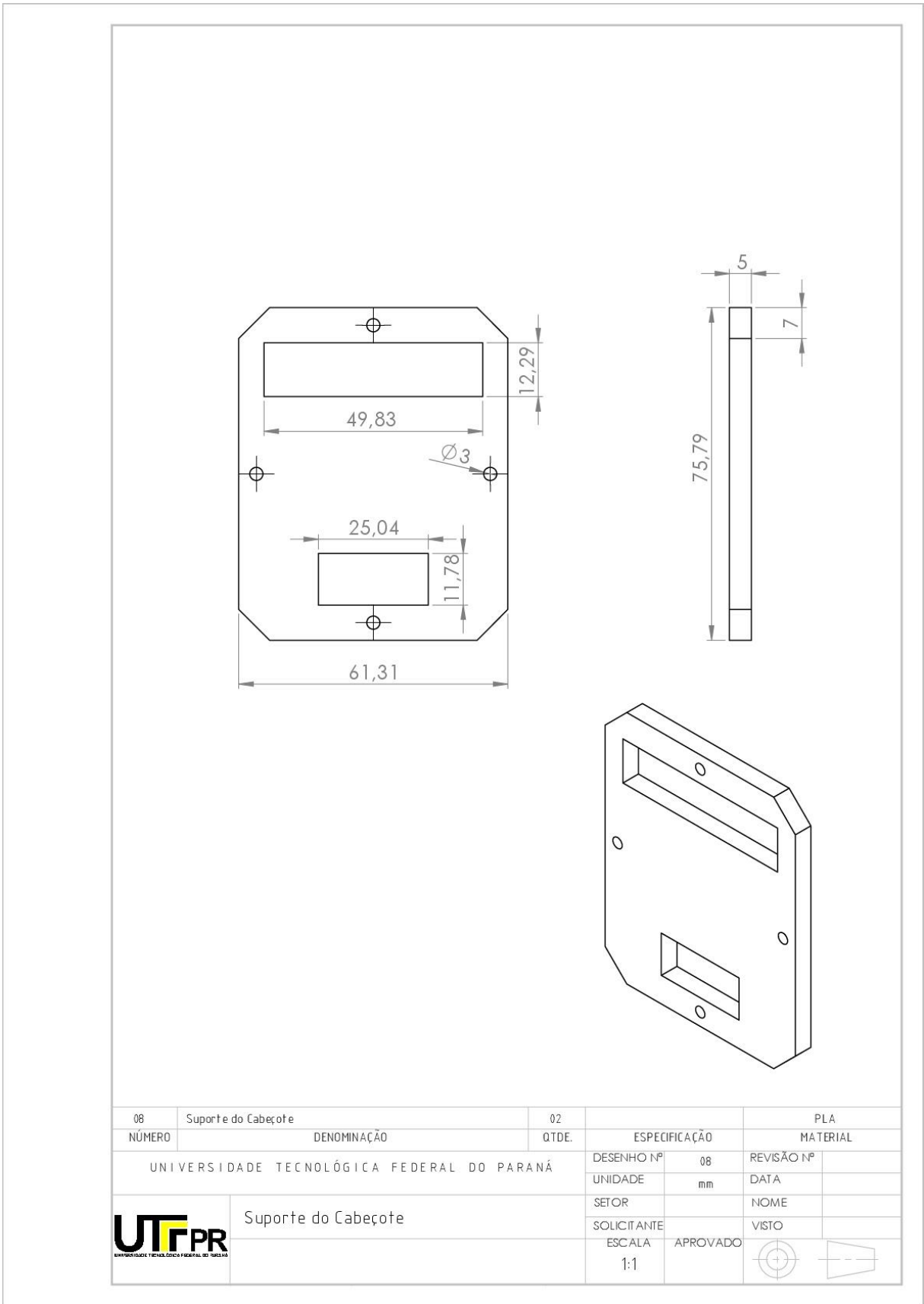


Figura A.8 – Suporte do Cabeçote

APÊNDICE B – EXEMPLO DE CÓDIGO G UTILIZADO EM TESTES

Neste apêndice, é apresentado um exemplo de código G utilizado em um dos testes. Os testes de geometrias simples consistiram em programar a impressora afim de imprimir quadrados. No exemplo a seguir, o código prevê uma impressão de geometria quadrada, sem alteração da altura, pois o intuito do teste foi definir se as velocidades de movimentação do cabeçote e de extrusão estão adequadas, além de verificar a eficiência do planejamento para eliminar a sobra de material na agulha ao fim do processo.

```
g91  
m83  
g01 x20 e0.05 f100  
g01 y20 e0.05 f100  
g01 x-20 e0.05 f100  
g01 y-16 e0.05 f100  
g01 y-2 f100  
g01 y-2 e-3 f100  
g01 z5 e-2 f100
```

A linha 1 define que o código irá trabalhar com milímetros como unidade.

A linha 2 define que a extrusora deve interpretar os valores de extrusão no modo relativo.

As linhas 3 até a 6 definem os movimentos nos eixos x e y, com uma velocidade definida de extrusão baixa e com velocidade de alimentação.

A linha 7 serve de continuação para o movimento configurado na linha 6, porém a extrusão cessa.

A linha 8 finaliza o movimento inicializado na linha 6 com uma extrusão negativa, ou seja, faz o motor da extrusora recuar, gerando o movimento contrário do êmbolo da seringa que impede o avanço de material.

A linha 9 eleva o cabeçote para afastá-lo da impressão e prevê um outro movimento do motor da extrusora para garantir que não haverá avanço do mesmo.

APÊNDICE C – MANUAL DE USO DA IMPRESSORA

Ligar a impressora: Para ligar a impressora, apenas conecte-a na tomada (110V). Para conectá-la a uma voltagem de 220V, localize a chave na fonte e alterne a voltagem para 220V.

Desligar a impressora: Verifique se a impressora está parada e sem executar nenhum programa no momento. Retire o cabo de força da tomada.

Inserir seringa no cabeçote: Após inserir o material desejado na seringa, com a impressora ligada, aperte o botão a direita do visor conforme a figura abaixo.



Figura C.1 – LCD da Impressora

Rotacionando o mesmo botão indicado, é possível selecionar as opções. Selecione “Preparar”, aperte o botão para confirmar, selecione “mover eixos”, “1mm” e “extrusora”. Rotacione o botão e mova a plataforma de elevação a uma altura compatível ao curso da seringa. Segure a seringa pelo corpo e pressione a mesma contra os 3 engates rápidos simultaneamente.

Remover seringa do cabeçote: Verifique se a impressora está parada e sem executar nenhum programa no momento. Segure a impressora pelo corpo e force a retirada dela pelos 3 engates rápidos simultaneamente, aplicando a força perto do engate do meio.

Imprimir testes ou geometrias simples: Com a seringa posicionada, mova a plataforma de elevação conforme explicado acima, até que a ponta da agulha esteja a 3 mm da mesa. Conecte a impressora a um computador com o software Repetier instalado ou similar. Clique no Connect mostrado abaixo, para se conectar a impressora.

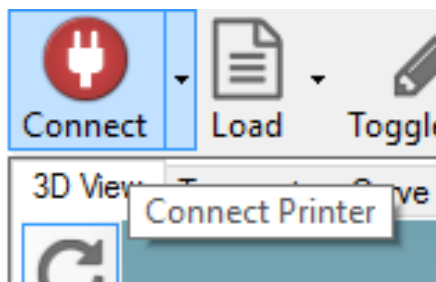


Figura C.2 – Conectar Impressora

Assim que o botão Connect se torne verde, clique na aba Print Preview localizado a direita e clique no botão Edit G-code

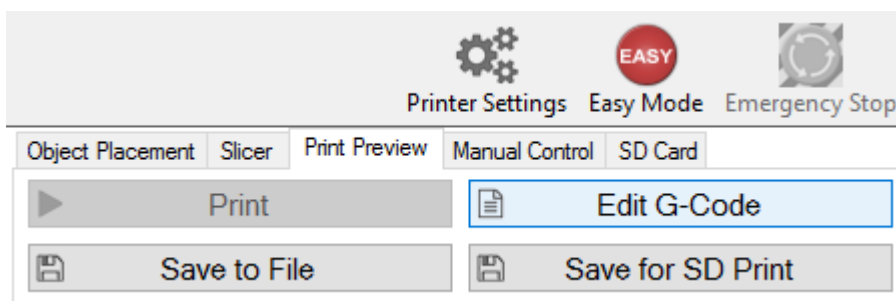


Figura C.3 – Editar Código G

Seguindo os passos do Apêndice B, desenvolva uma rotina de deposição e então clique no botão Print mostrado na figura acima. Em situações anormais de impressão, aperte o Emergency Stop, mostrado na figura acima

APÊNDICE D – MONTAGEM DO CABEÇOTE

Para iniciar a montagem, o motor foi acoplado ao cabeçote inferior com 4 parafusos M3x12mm conforme mostra a figura abaixo. Pegou-se os 2 suportes, o cabeçote superior e 4 parafusos M3x30mm e colocou-se as aberturas dos suportes entre os rolamentos do eixo X. Os parafusos atravessam o cabeçote superior e os dois suportes e são fixados com 4 porcas na parte traseira, conforme o passo 2 mostra. Na sequência, o cabeçote inferior é fixado no cabeçote superior utilizando 4 parafusos M3x12mm e 4 porcas, conforme o passo 3 mostra. A castanha e a plataforma de elevação são acopladas utilizando 4 parafusos M3x10mm e 4 porcas, conforme o passo 4 mostra. Para montar o sistema de movimentação do curso da seringa, foi inserido o acoplador com sua abertura de 5mm no eixo do motor, e seu parafuso de fixação apertado. Em seguida foram inseridos as guias lineares e o fuso pelas aberturas superiores do cabeçote. Com a plataforma de elevação entre o acoplador e o topo do cabeçote, as guias lineares atravessaram os furos laterais da plataforma e o fuso foi rosqueado na castanha. As guias foram posicionadas nos furos localizados no topo do cabeçote inferior e o fuso foi inserido na abertura superior do acoplador, e seu parafuso de fixação apertado. Os últimos procedimentos estão mostrados no passo 5. Por final, a tampa é encaixada no topo do cabeçote e a seringa é inserida no sistema, colocando-a de forma simultânea nos 3 engates existentes, finalizando assim a montagem do cabeçote.

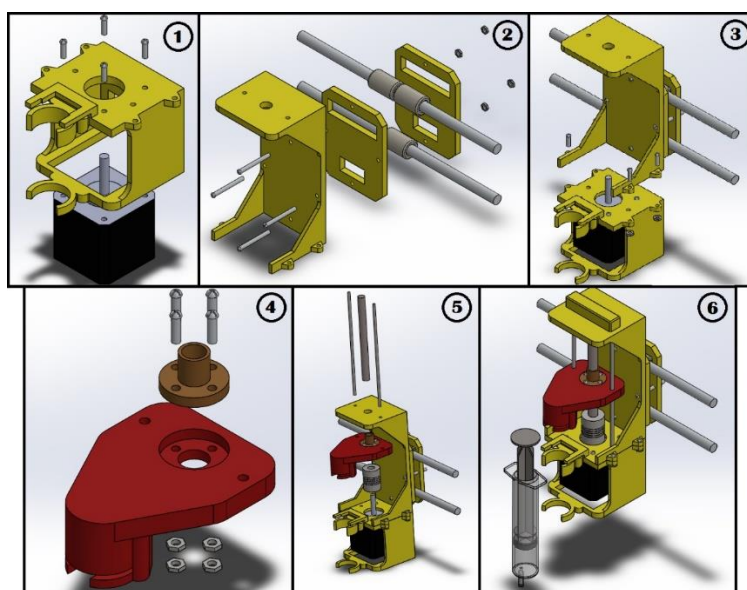


Figura D.1 – Montagem do Cabeçote