



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

**DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE PASSIVA PARA MÃO
HUMANA COM SISTEMA MECÂNICO PARA RESTAURAR
MOVIMENTO DOS DEDOS.**

RODRIGO CÉZAR DA SILVEIRA ROMERO

Belo Horizonte, 10 de Fevereiro de 2020

Rodrigo César da Silveira Romero

**DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE PASSIVA PARA MÃO
HUMANA COM SISTEMA MECÂNICO PARA RESTAURAR
MOVIMENTOS DOS DEDOS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção de título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Projetos e Sistemas

Orientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos
Vimieiro

Belo Horizonte

2020

R763d

Romero, Rodrigo César da Silveira.

Desenvolvimento de prótese passiva para mão humana com sistema mecânico para restaurar movimentos dos dedos [recurso eletrônico] / Rodrigo César da Silveira Romero. - 2020.

1 recurso online (155 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Apêndices: f. 138-145.

Anexos: f. 146-155.

Bibliografia: f. 127-137.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Prótese - Teses. 3. Polietileno - Teses. 4. Mãos - Teses. 5. Método dos elementos finitos - Teses. 6. Manufatura aditiva - Teses. 7. Processos de fabricação - Teses. 8. Projetos de engenharia - Teses. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621 (043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 – Belo Horizonte – MG
Tel.: +55 31 3409.5145
E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**"DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE PASSIVA PARA MÃO
HUMANA COM SISTEMA MECÂNICO PARA RESTAURAR
MOVIMENTO DOS DEDOS"**

RODRIGO CÉZAR DA SILVEIRA ROMERO

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Projeto e Sistemas**".

Dissertação aprovada no dia 10 de fevereiro de 2020.

Por:

Prof. Claysson Bruno Santos Vimieiro
Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Profa. Tálita Saemi Payossim Sono
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais

Prof. Rudolf Huebner
Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por estar ao meu lado em todos os momentos da minha vida, acompanhando e concedendo saúde, criatividade e inspiração me capacitando e dando força para vencer os desafios da vida.

Aos familiares, em especial minha mãe Rose Mary, meu pai Leonardo (in memoriam) e meu irmão Renan, que contribuíram de maneira significativa, apoiando, incentivando e estando ao meu lado como sempre estiveram.

Ao meu estimado Professor Orientador Dr. Claysson Vimieiro, pelo apoio e por ter passado seu amplo conhecimento contribuindo de maneira rica para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Professor Dr. Rudolf Huebner, e a toda equipe de pesquisa do Labbio UFMG, em especial a amiga Maria Aparecida Fernandes.

Esta dissertação não é apenas um registro das minhas conquistas, mas também um tributo à parceria colaborativa e inspiradora que compartilhamos.

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

O conhecimento é a luz que guia nossa jornada.

Meus sinceros e cordiais agradecimentos.

RESUMO

É possível encontrar no mercado internacional variados tipos e modelos de próteses sofisticadas, que incorporam ao seu mecanismo tecnologias avançadas como microprocessadores, motores e complexos circuitos eletrônicos, entretanto, como não são produzidas em grande escala, torna-se o acesso a estes dispositivos restrito apenas para aquelas pessoas que possuem maior poder aquisitivo. Dentro deste contexto e levando em consideração a relevância do assunto, este trabalho tem como objetivo desenvolver uma prótese mecânica para mão humana de baixo custo fabricada por meio da manufatura aditiva. A metodologia para o desenvolvimento da prótese foi utilizado material acessível e de baixo custo no mercado. Sendo realizado ensaio de tração com o propósito de mensurar as propriedades mecânicas a fim de verificar a resistência do material de impressão utilizado. Para concepção da prótese, foi considerado que o seu funcionamento será puramente mecânico e que utiliza os movimentos de flexão de punho para realizar suas funções. Os componentes da prótese e seu sistema mecânico foram projetados utilizando-se programa CAD, levando em consideração as dimensões do membro sadio e do coto de usuários relatados na literatura. Posteriormente, é feito o estudo de viabilidade mecânica no dispositivo realizado por meio do programa de elementos finitos. Concluindo que se pode observar fatores fundamentais que influenciam no processo de impressão 3D, principalmente em relação a seus parâmetros de impressão e propriedades mecânicas. A Tensão máxima, Tensão de escoamento, Módulo de elasticidade, o alongamento e a dureza são as propriedades em destaque, que devem ser considerados no momento de escolha do material polimérico, no caso deste trabalho o material estudado é o PETG (Polietileno Tereftalato Glicol). De acordo com a simulação a superfície não apresentou deformações plásticas e/ou rupturas, ou seja, o dispositivo desenvolvido possui viabilidade mecânica.

Palavras-chave: prótese mecânica; mão humana; Manufatura Aditiva; PETG; Elementos Finitos.

ABSTRACT

Several types and models of sophisticated prostheses can be found in the international market, incorporating advanced technologies such as microprocessors, motors and complex electronic circuits. However, as they are not produced on a large scale, access to these devices is restricted for those people who have a higher purchasing power. In this context and taking into consideration the relevance of the subject, this work aims to develop a low-cost human hand prosthesis manufactured through additive manufacturing. The methodology used for the development of the prosthesis used affordable and low-cost materials in the market. Tensile testing was performed to estimate the mechanical properties in order to verify the resistance of the printing material used. To design the prosthesis, it was considered that its operation will be purely mechanical and uses wrist flexion movements to perform its functions. The prosthesis components and their mechanical system were designed using 3D CAD software, taking into account the dimensions of the healthy limb and stump of users reported in the literature. Afterwards, the mechanical feasibility study executed on the device was performed using finite element software. In conclusion, can observe fundamental factors that influence the 3D printing process, especially in relation to its printing parameters and mechanical properties. Maximum stress, yield stress, modulus of elasticity, elongation and hardness are the prominent properties that should be considered when choosing the polymeric material, in the case of this work the material studied is PETG (Polyethylene Terephthalate Glycol). According to the simulation the surface did not present plastic deformations and / or ruptures, in other words, the developed device has mechanical viability.

Keywords: mechanical prosthesis; human hand; Additive Manufacturing; PETG; Finite Elements.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração da evolução de próteses.....	21
Figura 2 - Ilustração de uma prótese de mão do tipo Gancho	22
Figura 3 - Götz's medieval hand.....	23
Figura 4 - Ilustração dos diversos componentes da Götz's medieval hand.....	23
Figura 5 - Mão desenvolvida por Ambroise Paré	24
Figura 6 - Prótese de mão com gancho na região palmar	25
Figura 7 - Prótese de mão com cadarço como elemento fixador	25
Figura 8 - Prótese de mão e seus acessórios utilitários	26
Figura 9 - Prótese desenvolvida para veteranos de guerra do século XX.....	27
Figura 10 - Projeto mão pneumática alemã 1919.....	28
Figura 11 - Primeira prótese de mão mioelétrica 1943.....	29
Figura 12 - Mão protética modular	30
Figura 13 - Protótipos de mão desenvolvidos (a) Prótese 1; (b) Prótese 2	31
Figura 14 - Touch Hand II	32
Figura 15 - Análise em Elementos Finitos sobre componentes da Touch Hand II.....	32
Figura 16 - Mão protética mioelétrica realista.....	33
Figura 17 - Galileo Bionic Hand.....	34
Figura 18 - Bebionic Hand.....	35
Figura 19 - Prótese i-Limb Ultra	35
Figura 20 - Prótese i-Limb Quantum	36
Figura 21 - Prótese de mão Michelangelo.....	37
Figura 22 - Prótese de mão Handiii.....	37
Figura 23 - Cyborg Beast	39
Figura 24 - Raptor Reloaded Hand	40
Figura 25 - Metodologia para desenvolvimento da prótese.....	41
Figura 26 - Prótese de mão e braço desenvolvida	42
Figura 27 - Prótese de mão mecânica	42
Figura 28 - Ilustração de diferentes designs de prótese de mão mecânica	44
Figura 29 - Ilustração dos ossos do punho e da mão.....	45
Figura 30 - Ilustração em cores dos ossos do Carpo	46
Figura 31 - Ilustração em cores dos ossos do Metacarpo.....	47
Figura 32 - Ilustração em cores dos ossos das Falanges	48
Figura 33 - Ilustração resumindo os ossos da mão.....	48
Figura 34 - Ilustração das articulações da mão.....	49
Figura 35 - Nomenclatura dos dedos da mão humana	50
Figura 36 - Ilustração dos ossos da mão vista anterior	50
Figura 37 - Ilustração dos ossos da mão vista posterior	51

Figura 38 - Ilustração da estrutura da mão	51
Figura 39 - Ilustração da mão se adaptando para pegar a superfície plana	52
Figura 40 – Ilustração das áreas em contato com a superfície plana	53
Figura 41 - Sentido transversal	54
Figura 42 - Sentido longitudinal.....	54
Figura 43 - Sentido oblíquo	55
Figura 44 - Movimentos dos dedos	56
Figura 45 - Movimentos do polegar.....	56
Figura 46 - Esquema impressão Modelagem por Deposição e Fusão (FDM).....	60
Figura 47 - Parâmetro de preenchimento <i>Infill</i>	60
Figura 48 – Diferentes tipos de <i>infill</i>	61
Figura 49 – Exemplos de diferentes densidades de preenchimentos	62
Figura 50 - Parâmetros de impressão (a) Bottom Layer, (b) Top Layer e (c) Shell	58
Figura 51 - Fluxograma com as etapas metodológicas de trabalho	64
Figura 52 - Filamento PETG informações para impressão e propriedades mecânicas.....	65
Figura 53 - Impressora FDM utilizada	66
Figura 54 - Máquina universal EMIC modelo 23-200	68
Figura 55 - Capacidade de trabalho da Máquina universal EMIC 23-200	68
Figura 56 - (a) Microscópio eletrônico de varredura (MEV) e (b) metalizador com ouro	70
Figura 57 - Corpo de prova Tipo I	71
Figura 58 - Dimensões do corpo de prova (valores em milímetros)	72
Figura 59 - Dimensões do corpo de prova - valores em milímetros	73
Figura 60 - Corpo de prova gerado	73
Figura 61 - Corpo de prova modelado.....	74
Figura 62 - Orientações de impressão	75
Figura 63 - Orientação de impressão XYZ selecionado	75
Figura 64 - (a) Padrões básicos de infill, (b) Tipo de infill Tri-hexagonal.....	77
Figura 65 - Os 25 cps gerados divididos em 5 grupos distintos	80
Figura 66 - Fluxograma metodologia experimental	81
Figura 67 - Representação esquemática de uma catraca com roda dentada com flancos de dentes radiais e garras.....	83
Figura 68 - Parafuso de pasta aço niquelado.....	87
Figura 69 - Parafuso Sextavado Interno Cabeça Cilíndrica	88
Figura 70 - Projeto 3D CAD da prótese (a) base geométrica retangular (b) remodelagem anatômica	89
Figura 71 - Projeto 3D CAD da região Palmar da prótese	89
Figura 72 - Projeto 3D CAD do suporte do punho.....	90

Figura 73 - Redução do número de faces a partir da redução da nuvem de (a) 159.372 faces para (b) 54.000 faces.....	91
Figura 74 - Configuração dos materiais e componentes. A – Parafuso de montagem de aço niquelado, B – Linha de alta resistência; C – Corpo da prótese de PETG.....	92
Figura 75 - Demonstração das constantes de fixação de atuação das forças	93
Figura 76 - alocação das forças de atuação.....	93
Figura 77 - Distribuição da geometria interna dos cps de 15, 25, 50, 75 e 100%	95
Figura 78 - Representação das regiões I, II e III do cp.....	96
Figura 79 - Curvas tensão-deformação de engenharia para os diferentes níveis de preenchimento interno de 15, 25, 50, 75 e 100%.....	102
Figura 80 - Para amostra de 15% de infill (a) as linhas de deposição das camadas, shell e Top/Bottom Layer; e (b) infill e os reticulados interno.....	110
Figura 81 - Para amostra de 25% de infill (a) as linhas de deposição das camadas, shell e Top/Bottom Layer; e (b) infill e os reticulados interno.....	111
Figura 82 - Para amostra de 50% de infill (a) as linhas de deposição das camadas, shell e Top/Bottom Layer; e (b) infill e os reticulados interno.....	112
Figura 83 - Para amostra de 75% de infill (a) as linhas de deposição das camadas, shell e Top/Bottom Layer; e (b) infill e os reticulados interno.....	113
Figura 84 - Para amostra de 100% de infill (a) as linhas de deposição das camadas, shell e Top/Bottom Layer; e (b) infill e os reticulados interno.....	114
Figura 85 - Projeto 3D CAD da prótese de mão mecânica	116
Figura 86 - Projeto 3D CAD renderizado da prótese	117
Figura 87 - Imagens geradas pelo software para iniciação do processo de impressão tridimensional (a) falanges do dedo indicador, (b) palma vista superior e (c) suporte do punho	118
Figura 88 - Imagens de (a) Modelo do dispositivo construído, (b) preensão de uma maçã, (c) preensão de uma garrafa plástica, (d) preensão de uma ferramenta e (e) pressão e escrita com um pincel atômico	121
Figura 89 - Região de estresse máximo no dispositivo	123
Figura 90 - Representação do Deslocamento da superfície	124
Figura 91 - Grupo 1 (15%) - cps após o ensaio de tração.....	138
Figura 92 - Grupo 1 (15%) - cps após o ensaio de tração.....	138
Figura 93 - Grupo 2 (25%) - cps após o ensaio de tração.....	139
Figura 94 - Grupo 2 (25%) - gráfico Tensão - Deformação gerado	139
Figura 95 - Grupo 3 (50%) - cps após o ensaio de tração.....	140
Figura 96 - Grupo 3 (50%) - gráfico Tensão - Deformação gerado	140
Figura 97 - Grupo 4 (75%) - cps após o ensaio de tração.....	141
Figura 98 - Grupo 4 (75%) - gráfico Tensão - Deformação gerado	141
Figura 99 - Grupo 5 (100%) - gráfico Tensão - Deformação gerado	142
Figura 100 - Grupo 5 (100%) - gráfico Tensão - Deformação gerado	142

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Parâmetros e valores para impressão	76
Tabela 2 - Quintuplica para infill igual a 15% de preenchimento.....	78
Tabela 3 - Quintuplica para infill igual a 25% de preenchimento.....	78
Tabela 4 - Quintuplica para infill igual a 50% de preenchimento.....	78
Tabela 5 - Quintuplica para infill igual a 75% de preenchimento.....	79
Tabela 6 - Quintuplica para infill igual a 100% de preenchimento	79
Tabela 7 - Valores de Largura e Espessura na região útil do corpo de prova Tipo I norma ASTM D638 – 14	96
Tabela 8 - Resultado das medições da região útil para infill de 15%	97
Tabela 9 - Resultado das medições da região útil para infill de 25%	98
Tabela 10 - Resultado das medições da região útil para infill de 50%	99
Tabela 11 - Resultado das medições da região útil para infill de 75%	100
Tabela 12 - Resultado das medições da região útil para infill de 100%.....	101
Tabela 13 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 15%	104
Tabela 14 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 25%	105
Tabela 15 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 50%	106
Tabela 16 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 75%	107
Tabela 17 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 100%	108
Tabela 18 - Resultados médios obtidos do ensaio de tração	109
Tabela 19 - Peso dos cps para infill de 15%.....	143
Tabela 20 - Peso dos cps para infill de 25%.....	143
Tabela 21 - Peso dos cps para infill de 50%.....	144
Tabela 22 - Peso dos cps para infill de 75%.....	144
Tabela 23 - Peso dos cps para infill de 100%.....	145

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ASTM – American Society for Testing and Materials

CAD – Computed Aided Design

Cos - Cosseno

Cps – Corpos de Prova

EF – Elementos Finitos

Eq. - Equação

FDM – Fused Deposition Modeling

ISO – International Organization for Standardization

kgf – Quilograma-força

MA – Manufatura Aditiva

MPa – Mega Pascal

mm - Milímetros

PETG – Polietileno Tereftalato de Glicol

PUC MG – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

PLA – Ácido Polilático

Tan - Tangente

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
1.1 Objetivo Geral	18
1.1.1 Objetivos específicos.....	18
2. REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1 Uso de próteses de mão – histórico e evolução.....	19
2.2 Anatomia mão humana	44
2.2.1 Ossos do Carpo	45
2.2.2 Ossos do Metacarpo	46
2.2.3 Ossos das Falanges.....	47
2.3 Movimentos da mão	52
2.4 Processo de impressão FDM	57
2.4.1 Materiais para impressão FDM	59
2.5 Parâmetros de impressão	60
2.5.1 Infill.....	60
2.5.2 Shell, Top Layer, Bottom Layer, Velocidade e Temperatura	62
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	64
3.1 Material.....	65
3.2 Equipamentos	66
3.2.1 Impressora FDM.....	66
3.2.2 Máquina Universal	67
3.2.3 Microscópio Eletrônico de Varredura	69
3.3 Métodos	71

3.3.1 Normalização	71
3.3.2 Impressão dos corpos de prova	76
3.3.3 Ensaio experimental	80
3.4 Desenvolvimento da prótese	82
3.4.1 Dados da prótese a projetar	82
3.4.2 Forças no movimento da mão	82
3.4.3 Acoplamento direcional	83
3.4.3.1 Dimensionamento catraca.....	84
3.4.4 Seleção dos parafusos	87
3.4.4.1 Parafusos falanges.....	87
3.4.4.2 Parafuso catraca	87
3.5 Desenvolvimento 3D CAD da prótese de mão	88
3.5.1 Desenvolvimento das falanges.....	88
3.5.2 Desenvolvimento da palma e suporte de punho	89
3.6 Impressão protótipo montabilidade	90
3.7 Estudo de viabilidade mecânica	90
3.7.1 Adaptação do modelo para a realização da malha do projeto.....	91
3.7.2 Definição dos materiais componentes da prótese.....	91
3.7.3 Definição das constantes de fixação das forças atuantes e a definição das forças de atuação no projeto	92
4. RESULTADOS	94
4.1 Padrão de preenchimento interno	94
4.2 Medidas dos corpos de prova	95
4.3 Ensaio de tração	102
4.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	109

4.5 Desenvolvimento 3D CAD da prótese de mão	115
4.6 Construção da prótese	117
4.6.1 Impressão do dispositivo	118
4.6.2 Construção do dispositivo	119
4.7 Estudo de viabilidade mecânica	123
5. CONCLUSÕES	124
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	126
REFERÊNCIAS	127
APÊNDICES.....	138
Apêndice A – Corpos de prova e gráfico Tensão - Deformação após Ensaio de Tração	138
Apêndice B – Peso dos Corpos de Prova antes do Ensaio de Tração.....	143
ANEXO – Detalhamento do projeto.....	146

1. INTRODUÇÃO

A mão humana integra a porção mais distal do membro superior, é um órgão motor complexo, possui grande e variada gama de funcionalidades e teve papel fundamental para a evolução humana no decorrer da sua existência. Por meio dela, foram supridas as necessidades essenciais para a sobrevivência física, sendo possível a construção de ferramentas, que por sua vez, proporcionou às práticas da caça de animais, confecção de vestimentas e construção de abrigos. Meios que, no decorrer da história, foi possível a adaptação, sobrevivência e proteção dos seres humanos em relação às condições ambientais extremas no meio pelo qual estavam submetidos. Por outro lado, a mão além de ter relevante papel no desenvolvimento das artes e das ciências e estar diretamente ligada com processos cognitivos por meio da captação de informações táteis do ambiente, também é fundamental para as convenções sociais, enfatizando as expressões de movimentos e gestos, permitindo saudação, expressão artística e linguagem não verbal (NAPIER, 1983; DIDIERJEAN-PILLET, 2001; SARDENBERG *et al.*, 2002; WILLIAMS-HATALA *et al.*, 2018; ZUO; OLSON, 2014).

Assim, a mão possui notória importância, pois é uma das nossas principais fontes de interação com o ambiente, tomando para si várias configurações, tanto estáticas como dinâmicas, por meio de movimentos, tendo como exemplo: garra ou pinça, preensão de precisão, preensão de força, preensão de gancho, preensão de tesoura e orientação o que permite a realização de uma ou mais tarefas distintas inerentes ao nosso cotidiano (NAPIER, 1983; SMAERS; JUNGERS, 2015; PENA-PITARCH *et al.*, 2014).

Dentre os movimentos do polegar podem ser citados o de abdução, hiperabdução, extensão, flexão, hiperflexão e oposição (HALL, 2016).

Contando com uma complexa arquitetura estrutural, a mão possui variada gama de funcionalidades, permitindo que ela execute tarefas que vão desde atividades cotidianas triviais, até movimentos complexos que exigem elevado grau de precisão. Portanto, sua ausência, seja ela parcial ou completa, ou sua funcionalidade limitada, pode promover importantes e negativos impactos sociais e produtivos. Uma vez que, é através dela que podemos realizar diversas atividades diárias inerentes à vida humana (HALL, 2016).

Amputação possui origem da palavra do Latim (AMPUTARE, “tirar, remover”, de AMBI, “ao redor”, mais PUTARE, “catar, retirar, podar”) é um dos recursos terapêuticos mais antigos da medicina e se caracteriza pela retirada, cirúrgica ou traumática, total ou parcial de um membro ou segmento de membro do corpo humano, sendo considerada por muito tempo a única alternativa cirúrgica existente, promovendo medo e sendo considerada como sinônimo de mutilação. As amputações de membros, em especial a mão, geralmente ocorrem em idade ativa por consequência de causas traumáticas e físicas, lesões térmicas relacionadas ao trabalho ou devido às lesões provocadas por consequência de combate militar (BIDDISS; CHAU, 2007; PLETTENBURG, 2002; WETENSCHAPPEN, 2013; ZUO; OLSON, 2014).

Além disso, a ausência total ou parcial do membro pode ocorrer também, por outras diversas razões, sendo as mais comuns: deficiências congênitas, doença vascular, diabetes, câncer ou infecções após lesões (HAWAMDEH; OTHMAN; IBRAHIM, 2008; LETCHER; ZUO; OLSON, 2014).

A perda de um membro ou parte dele, além de reduzir num primeiro momento, a capacidade produtiva daquele que foi submetido à amputação, pode desencadear também, impactos psicológicos e emocionais. Visto que, indivíduos que passam pelo processo de amputação se veem como parte de um grupo especial, tendo eles dificuldades com a participação social voltada a vida cotidiana, devido à sensação de incapacidade, perda de independência, afastamento do trabalho, dores devido à ferida cirúrgica, entre outros. Desta forma, esses fatores contribuem para o surgimento de transtornos psicológicos como depressão e

ansiedade (BRAGARU *et al.*, 2011; COVRE *et al.*, 2012; GABARRA; CREPALDI, 2009).

Posto que a pessoa deficiente depara-se com dificuldades durante o seu cotidiano, um dos grandes objetivos da reabilitação é reintegrar fisicamente o indivíduo dentro da sua nova realidade, ou seja, no seu novo estado corporal, preparando o indivíduo para utilização de dispositivos externos como, por exemplo, o uso de próteses capacitando-o de forma que o usuário seja capaz de utilizá-lo para maior aproveitamento das suas funcionalidades e potencialidades. Deste modo a engenharia de reabilitação torna-se uma importante ferramenta para auxiliá-la, favorecendo a interface de uso e adaptação entre o usuário e o dispositivo ortopédico (DORNELAS, 2010; ZUO; OLSON, 2014).

Prótese ou dispositivo protético é um dispositivo médico, caracterizado por ser um componente artificial aplicado externamente para substituir total ou parcialmente uma parte do corpo ausente ou com alteração na estrutura, que tem por finalidade a substituição, de maneira permanente, de um membro (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). Elas podem ser funcionais e/ou estética, sua principal função, em especial evidenciando a mão, é dar contribuição de maneira funcional na capacidade de manipulação do usuário, ou seja, proporcionar a execução de atividades, que se não fosse por meio do uso do dispositivo, não seria possível de serem executadas de maneira eficiente e útil. Além disso, as próteses também atendem a um aspecto estético em que visam dar boa aparência na região do membro retirado, por meio do uso do dispositivo ortopédico. Desta forma, elevando à autoestima do usuário que atualmente está inserido dentro de um contexto social onde cada dia mais as pessoas atribuem valor à beleza e à estética, desempenhando um papel social para aqueles indivíduos que tiveram a sua integridade física afetada, e por consequência, foram psicologicamente afetados (DIDIERJEAN-PILLET, 2001; RODRIGUÉS *et al.*, 2018; ROMERO *et al.*, 2018; ZUNIGA *et al.*, 2015).

Substituir a mão, de maneira que as funções por ela exercidas sejam supridas o mais próximo da realidade possível, é uma árdua tarefa que muitos

engenheiros, médicos, fisioterapeutas, entre outros profissionais, vêm enfrentando e obtendo variados graus de sucesso, visto que, a grande capacidade de movimento da mão só é possível devido à existência de um grande número de articulações (HALL, 2016). Partindo disso, no decorrer dos anos, diversas pesquisas foram desenvolvidas em diferentes campos, tais como: biomecânica, mecanismos, materiais, geometrias, comportamento mecânico, entre outros, no que tange ao processo de concepção de próteses (NIGHTINGALE, 2003).

Em relação aos dispositivos protéticos, as próteses mecânicas precisam ser funcionais, leves e acessíveis, para que, desta forma as necessidades dos usuários possam ser atendidas na sua plenitude. Além disso, a aparência estética da prótese é fator chave para uma boa aceitação pelo usuário. Portanto, os principais problemas apresentados pelas próteses convencionais de mão atualmente estão diretamente relacionados com os requisitos acima citados: geralmente elas possuem baixo grau de personalização levando para um visual estético não muito atrativo, são consideradas pesadas, seu uso pode não ser confortável, possuem elevado custo e limitação das funcionalidades, e por vezes podem ser de difícil manipulação (LAZZARINI *et al.*, 2002; LIGHT *et al.*, 2008; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

Uma prótese de membro superior considerada como “ideal e confortável” deve ser reconhecida pelo usuário como uma parte, pertencente o mais próximo possível do seu corpo natural, substituindo e atendendo dentro das suas potencialidades e funcionalidades as capacidades motoras e sensoriais do membro amputado, de forma que, promova uso prático e agradável (LAZZARINI *et al.*, 2002; LIGHT *et al.*, 2008; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

Logo, variados tipos de próteses para mão encontram-se hoje disponíveis no mercado. Entretanto, uma prótese robótica ideal para execução dos movimentos da mão o mais próximo do natural e que seja acessível em termo de custo ainda não está dentro da realidade econômica e social de parcela considerável dos usuários. Portanto, dentro deste contexto socioeconômico, a manufatura aditiva ganha relevância na área de desenvolvimento e construção de próteses de mão. Uma vez que, através deste processo, como o objetivo proposto por este trabalho, próteses

podem ser projetadas e rapidamente impressas por meio da tecnologia de manufatura aditiva, garantindo boa precisão dimensional, rápida fabricação e construção, fácil manutenção, baixo custo, elevado grau de personalização e boa resistência mecânica (LETCHER, 2014; ROMERO *et al.*, 2018; ZUNIGA *et al.*, 2015; ZUO; OLSON, 2014).

1.1 Objetivo geral

Desenvolver uma prótese de mão passiva, com funcionamento puramente mecânico, que utiliza os movimentos de flexão de punho do usuário para realizar os movimentos dos dedos.

1.1.1 Objetivos específicos

- Projetar um sistema mecânico para a prótese capaz de realizar os movimentos desejados;
- Construir um modelo em elementos finitos para verificar o comportamento estático da prótese;
- Definição e caracterização do material usado na fabricação da prótese, mensurando as propriedades mecânicas a fim de verificar sua resistência;
- Avaliar e comparar os efeitos da variação dos parâmetros de impressão na resistência mecânica do material utilizado na fabricação da prótese.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo é abordado o histórico de evolução das próteses de mão mecânica desde os primórdios até atualmente, abordando sobre a anatomia da mão humana e seus movimentos, conceituando os parâmetros de impressão aplicados na manufatura aditiva, o processo de impressão *Fused Deposition Modeling* (FDM) e os materiais mais comumente empregados no processo de impressão do tipo FDM.

2.1 Uso de próteses de mão – histórico e evolução

Existem evidências de que as primeiras próteses surgiram no Egito a cerca de 2500 A.C, sendo os egípcios, portanto, os pioneiros da tecnologia protética concebidas rudimentarmente através de fibras vegetais (NORTON, 2007). As próteses foram desenvolvidas apoiadas em três pilares fundamentais: função, aparência e um sentido psico-espiritual de inteireza. Uma vez que o dispositivo, além de ter o propósito principal de proporcionar a execução de funcionalidades e dar melhor estética a região amputada ou deficiente, para algumas culturas, como a 18ª dinastia do Egito Antigo no reinado de Amenhotep II no século XV A.C., as amputações eram mais temidas do que a própria morte. Visto que, a amputação não atingiria o mutilado apenas na vida terrena, mas também impactando na vida pós-morte, ou seja, o amputado no momento de sua morte deveria ter seu membro abscindido desenterrado e enterrado novamente junto ao corpo da pessoa amputada, de forma que, o amputado pudesse chegar inteiro para a vida eterna (THURSTON, 2007).

Portanto, a humanidade continuamente deu importância ao desenvolvimento das próteses, pois, deficiências congênitas e as amputações sempre constaram na sua história. Logo, a parcial ou completa substituição do membro pelas próteses se tornou relevante, culminando no desenvolvimento de artefatos que pudessem ter a

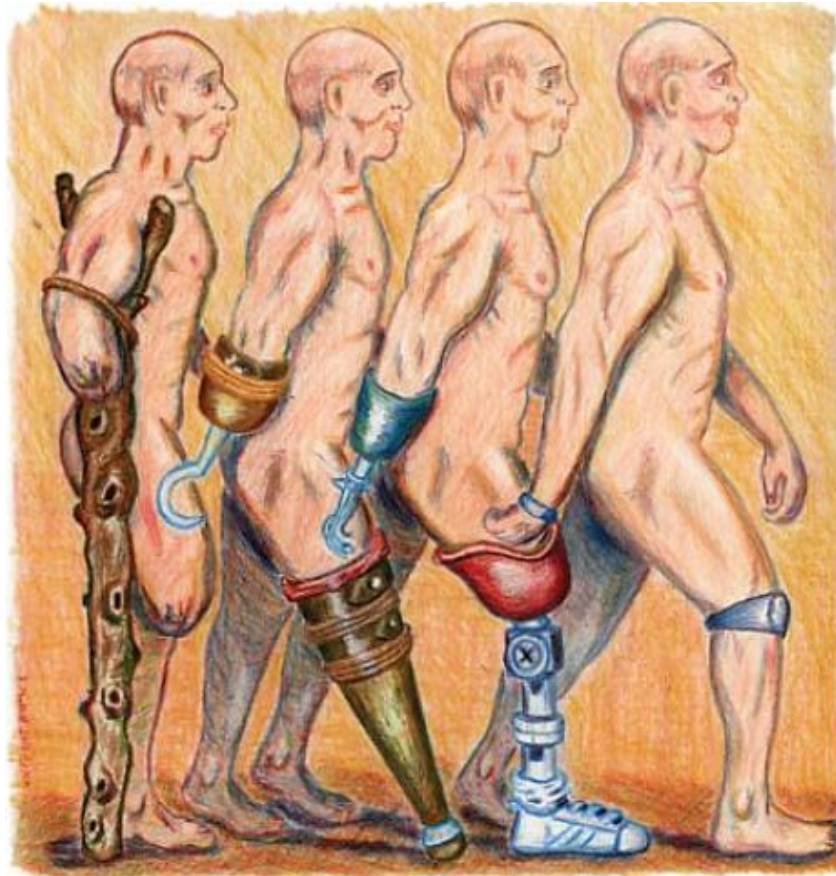
capacidade de suprir o mais próximo da realidade possível o membro mutilado e/ou reduzido.

Para cada situação difícil, o homem procura soluções tangíveis. Visto que, pessoas com mutilação ou que padeciam de algum tipo de deficiência encontram-se em tal situação, foi que a busca por invenções de dispositivos que permitissem, mesmo que de forma bem limitada e primitiva, substituir parcialmente ou totalmente os membros necessários para a vida daqueles que faziam uso destas criações (NORTON, 2007; ALEXANDRE, 2014).

Desta forma, a evolução das próteses, ilustrada na Figura 1, é longa e está presente no decorrer da história. Em seu trabalho, Norton (2007) mostra o desenvolvimento primitivo das próteses de mão até alcançar atualmente sofisticados modelos protéticos, sendo possível a sua evolução no decorrer do tempo apenas por meio da seleção das melhores ideias e invenções.

Visto que, as próteses nem sempre eram confortáveis, muitas vezes incomodavam e até feriam o usuário, o aprimoramento das melhores ideias pelos inventores, médicos e engenheiros com o passar do tempo permitiu o desenvolvimento de projetos visando uso cômodo e útil, representando uma trajetória fundamental para a evolução, melhoramento e alindamento das próteses (NORTON, 2007; ALEXANDRE, 2014).

Figura 1 - Ilustração da evolução de próteses



Fonte: adaptado de Norton, 2007.

Partindo do ponto evolutivo especificadamente em relação às criações de próteses de mão, Norton (2007) cita em seu trabalho o erudito romano Plínio, o Velho (23 – 79 A.C.) em que o naturalista romano escreveu sobre um general romano na Segunda Guerra Púnica (218 – 210 A.C.) que teve o braço direito amputado por consequência do combate militar, tendo ele uma prótese de mão feito de ferro para segurar o seu escudo e, podendo assim, retornar as batalhas.

A idade média (416 – 1500) também contribuiu com importantes avanços no que tange ao desenvolvimento de próteses de mão. Como por exemplo, o desenvolvimento da prótese de Gancho (Figura 2) entre os anos (476 – 1000). Este tipo de prótese foi concebido para atender a dois objetivos principais, sendo eles: esconder deformidades ou lesões sofridas em batalhas e segurar um escudo

durante as batalhas. Apenas os ricos tinham condições de adquirir este tipo de prótese (NORTON, 2007).

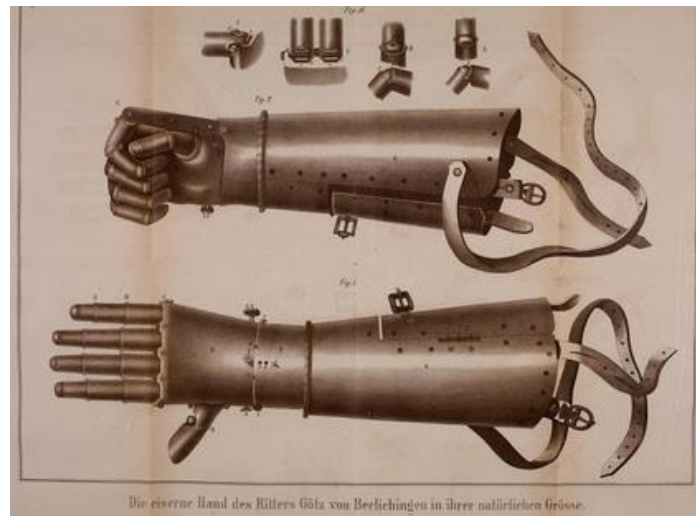
Figura 2 - Ilustração de uma prótese de mão do tipo Gancho



Fonte: adaptado de Norton, 2007.

Segundo Alexandre e Olson (2014) no decorrer dos milênios os seres humanos buscaram o desenvolvimento de técnicas e tecnologias capazes de dar condições de projetar dispositivos que permitissem a reintegração da mão a amputados na sociedade. Fornecendo uma visão histórica no que se refere ao desenvolvimento do projeto e construção de próteses para mão, os autores mostram, dentre os exemplos mais famosos de próteses antigas, a mão de ferro (Figura 3), do cavaleiro alemão *Götz Von Berlichingen*, em que teve seu braço direito mutilado na Batalha de *Landshut*, concebida por um artesão por volta do ano de 1505. Nota-se que no projeto foram desenvolvidas as articulações interfalângicas proximais e distais, além da articulação interfalângica do polegar, conforme pode ser visto na Figura 4.

Figura 3 - Götz's mão medieval



Fonte: adaptado de Alexandre e Olson, 2014.

Figura 4 - Ilustração dos diversos componentes da Götz's mão medieval



Fonte: adaptado de Alexandre e Olson, 2014.

Um importante nome na história das próteses foi o do cirurgião militar francês Ambroise Paré (1510 – 1590), um dos mais brilhantes estudiosos da área médica, foi responsável por introduzir várias inovações na área de instrumentos cirúrgicos e projeto de próteses (DOMINGUES; PINA, 2012). Como exemplo da sua grande capacidade inventiva a Figura 5 ilustra uma prótese de mão funcional criado por ele no ano de 1564 (ALEXANDRE e OLSON, 2014).

Figura 5 - Mão desenvolvida por Ambroise Paré



Fonte: adaptado de Alexandre e Olson, 2014.

O Renascimento (1400 – 1800) além de provocar transformações sociais, culturais, religiosas, científicas, econômicas e políticas no continente europeu, inaugurou uma era de descobertas médicas trazendo novas perspectivas em relação ao desenvolvimento e construção de novas próteses. Portanto, permitindo a utilização de novos materiais, como por exemplo: madeira, aço e cobre (BOCCOLINI, 2000; NORTON, 2007).

Como exemplo de próteses confeccionadas em madeira, Alexandre (2014) mostra em seu trabalho algumas próteses do século XIX. A Figura 6 apresenta um

dispositivo onde foi incorporado na região palmar um pequeno gancho que permitia prender e carregar objetos e na Figura 7 mostrando uma mão de madeira contendo cadarços como elemento de fixação e permitindo a incorporação do dedo polegar do usuário.

Figura 6 - Prótese de mão com gancho na região palmar



Fonte: adaptado de Alexandre, 2014.

Figura 7 - Prótese de mão com cadarço como elemento fixador



Fonte: adaptado de Alexandre, 2014.

Ainda em relação ao século XIX, Alexandre (2014) mostra um tipo de prótese e seus acessórios utilitários (Figura 8) em que é possível realizar a troca de componentes, o que torna possível a execução de tarefas diárias, como fazer refeições, carregar objetos, furar embalagens, entre outros.

Figura 8 - Prótese de mão e seus acessórios utilitários



Fonte: adaptado de Alexandre, 2014.

No decorrer do século XX, em especial logo após a Segunda Guerra Mundial (1939 – 1945), houve um aumento considerável no número de pessoas em que tiveram membros parcialmente ou completamente mutilados por consequência do combate militar, aumentando a demanda por próteses. Entretanto, os dispositivos ainda não dispunham de grande tecnologia conforme visto na Figura 9 (BOCCOLINI, 2000; NORTON, 2007; ARAÚJO, 2017).

Figura 9 - Prótese desenvolvida para veteranos de guerra do século XX

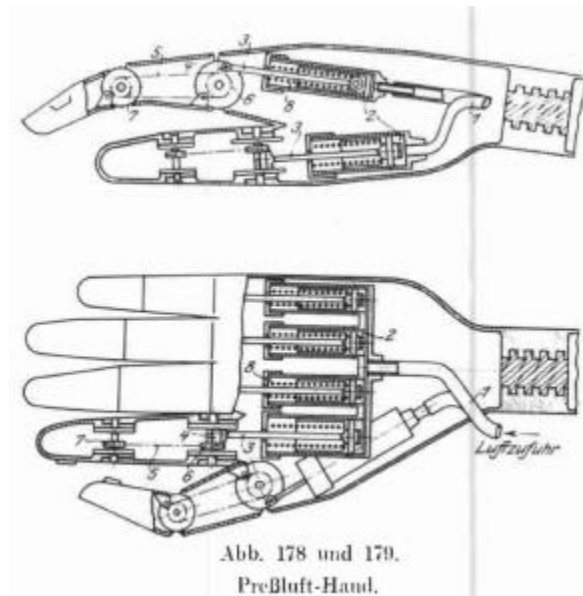


Fonte: adaptado de Alexandre, 2014.

Partindo do aspecto rudimentar das próteses, a incorporação de recursos tecnológicos, tais como, motores, atuadores e dispositivos eletrônicos, como sendo elementos constitutivos de próteses de mão, se tornou ponto importante ganhando notoriedade às pesquisas voltadas para esta lógica.

Childress (1985) apresenta um levantamento sobre os aspectos históricos, no que tange as primeiras próteses desenvolvidas com algum tipo de motor. Segundo o autor, a primeira prótese motorizada, mostrada na Figura 10 foi uma mão acionada por meio de um sistema pneumático patenteado na Alemanha no ano de 1915. Detalhes desta prótese alemã ilustram bem sua importância para a história dos dispositivos protéticos, contendo nela hipóteses e ideias que ainda estavam sendo descobertas no final da década de 1980, sendo considerados como conceitos modernos.

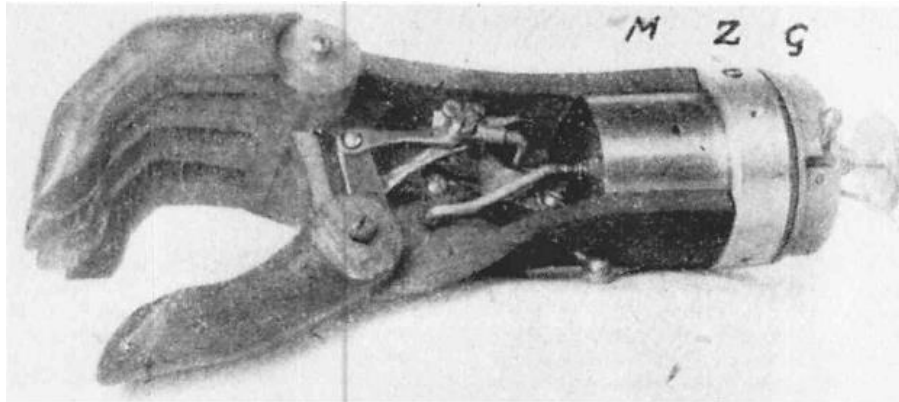
Figura 10 - Projeto mão pneumática alemã 1919



Fonte: adaptado de Childress, 1985.

Ainda segundo Childress (1985), além da prótese de mão pneumática, o autor cita também, a primeira prótese de mão mioelétrica (Figura 11) criada por volta do ano de 1943. Esta prótese tinha um sistema controlado por um amplificador de tubo de vácuo e não era portátil, contando com um controle eletrônico magnético. O sistema desta prótese era considerado grande, pesado e não operado por bateria, ou seja, não era uma prótese muito utilizada, a ideia era utilizá-la como uma prótese especial em uma estação de trabalho. Entretanto, foi o primeiro e importante passo no desenvolvimento deste tipo de prótese.

Figura 11 - Primeira prótese de mão mioelétrica 1943



Fonte: adaptado de Childress, 1985.

Considera-se o ano de 1945 um ponto de virada no desenvolvimento de próteses, marcando o início das pesquisas para o desenvolvimento de próteses tecnológicas e modernas. Com o término da Segunda Guerra Mundial, nos Estados Unidos da América (EUA), os veteranos de guerra ao retornarem ao seu país ficaram insatisfeitos com a falta de tecnologia dos dispositivos, exigindo do governo e das empresas uma contrapartida no que se refere ao desenvolvimento de tecnologias na busca de melhorias funcionais e motoras dos dispositivos, tendo seu uso potencializado pelos usuários (NORTON, 2007).

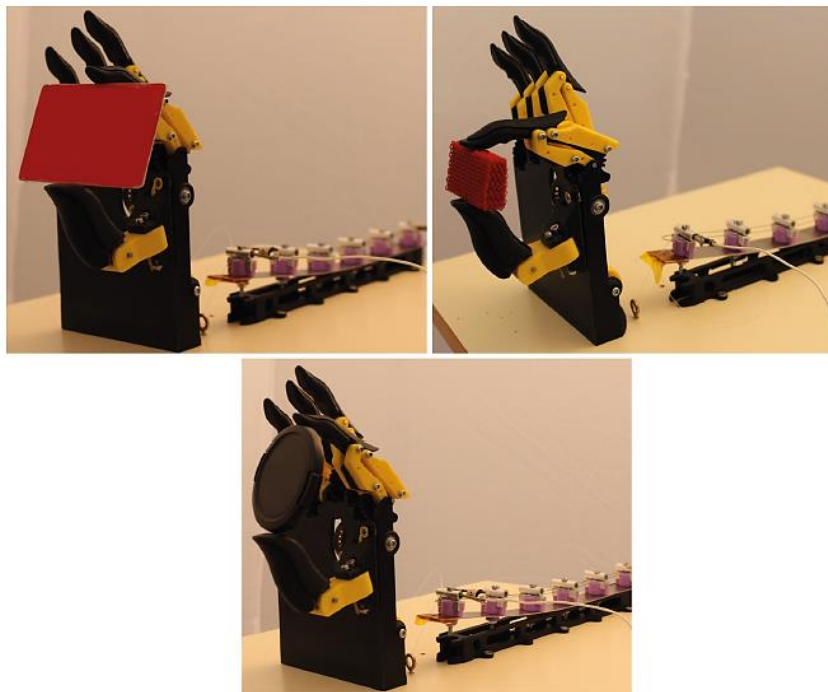
Diante disto, em janeiro de 1945 ocorreu uma reunião na cidade de Chicago, em que militares, cirurgiões, fabricantes de próteses e engenheiros discutiram a respeito do que poderia ser feito com próteses de membros. Esta reunião é reconhecida como o começo da pesquisa e desenvolvimento de próteses proposto pelo governo dos EUA. Futuramente este programa foi denominado como Comitê de Pesquisa e Desenvolvimento de Próteses (CPRD) (CHILDRESS, 1985).

Atualmente com o desenvolvimento de tecnologias como a manufatura aditiva (impressão 3D) e a criação de novos materiais plásticos, diversas pesquisas foram e estão sendo desenvolvidas na busca da construção de próteses ortopédicas cada vez mais versáteis, com amplas possibilidades estéticas através da disponibilidade de diferentes cores gerando elevado grau de personalização,

através de texturas e desenhos, proporcionando redução de peso e custo à prótese final disposta para o usuário.

Em seu trabalho Soriano-Heras *et al.* (2018) desenvolveram um novo conceito de mão protética modular e operativa incluindo um novo atuador para o dedo indicador, conforme mostrado na Figura 12, sendo ela confeccionada por meio de manufatura aditiva, desta forma, minimizando os custos produtivos do produto final.

Figura 12 - Mão protética modular

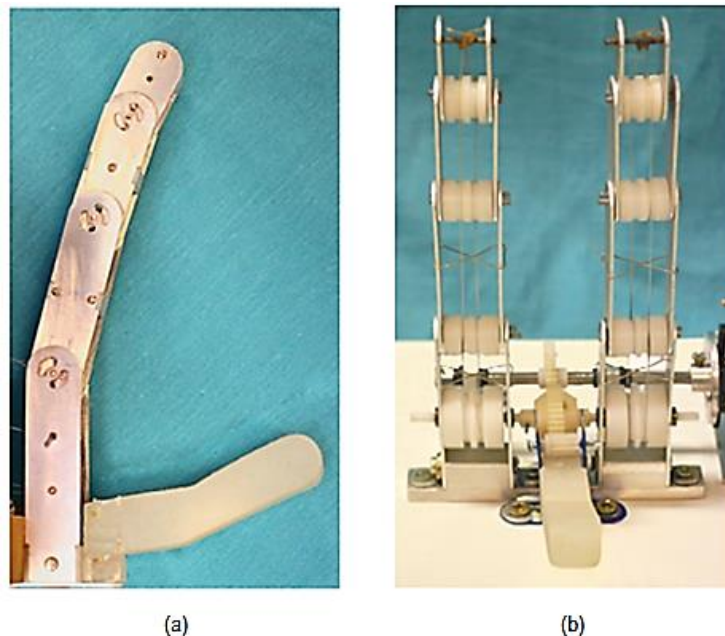


Fonte: adaptado de Soriano-Heras *et al.*, 2018.

Sono (2012) em seu trabalho, desenvolveu o projeto de uma prótese de mão sub-atuada, enfocando os mecanismos, a interface e o sistema de controle de um dedo protético, através de técnicas de controle o que permitiu uma interface natural de uso entre o paciente e a prótese. Apresentando em seu estudo o desenvolvimento conceitual de dois distintos mecanismos de um dedo protético que

podem ser incorporados na concepção de dois tipos de próteses de mão. Portanto, desenvolvendo o mecanismo de controle, através de dois tipos diferentes de sinais: eletromiográfico ou eletroencefalográfico, provenientes do usuário, sendo os dedos acionados por meio de um motor único, um diferencial, e o movimento entre as falanges transmitidos através de componentes como: polias, espaçadores, cordões, batentes e eixos guias, desenvolvendo o projeto de uma prótese de mão subatuada. Sendo possível avaliar nos dois protótipos desenvolvidos, apresentados na Figura 13, os movimentos: livre do dedo, pinça do dedo e garra do dedo.

Figura 13 - Protótipos de mão desenvolvidos (a) Dispositivo 1 e (b) Dispositivo 2



Fonte: adaptado de Sono, 2012.

Jones e Stopforth (2016) desenvolveram uma prótese denominada de Touch Hand II (Figura 14) enfocando o projeto mecânico e *design* dos principais componentes manuais e desenvolvimento de eletrônica de baixo custo. Portanto, a prótese foi desenvolvida com o intuito de propiciar a amputados transradiais uma mão protética alternativa e de baixo custo em relação às opções comerciais disponíveis. Os autores promovem melhoras no projeto em relação a aspectos, tais como: força de preensão, tempo de fechamento e abertura, peso, uso de energia para acionamento, estética, integridade estrutural e custo. Nesta pesquisa, a

utilização da manufatura aditiva foi um dos fatores chave para a promoção da diminuição do impacto produtivo.

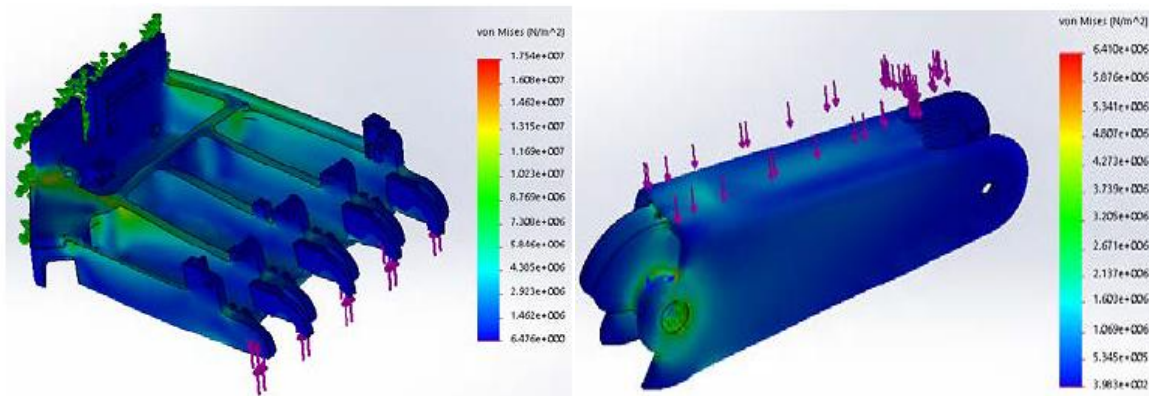
Figura 14 - Touch Hand II



Fonte: adaptado de Jones e Stopforth, 2016.

Além disso, para avaliar a viabilidade mecânica da prótese, simulações com cargas externas foram aplicadas sobre os componentes mais críticos da prótese, com o propósito de verificar possíveis falhas estruturais, os autores utilizaram uma análise de elementos finitos conforme mostrado na Figura 15.

Figura 15 - Análise em Elementos Finitos sobre componentes da Touch Hand II



Fonte: adaptado de Jones e Stopforth, 2016.

Outro trabalho que associa o desenvolvimento de uma mão protética impressa através da manufatura aditiva e contando com um sistema mioelétrico foi

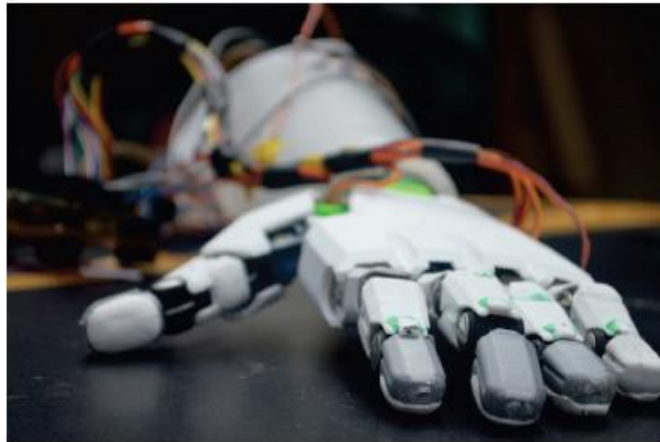
proposto por Yoshikawa *et al.* (2015), concebendo uma prótese com aparência realística, além de contar com atuadores que permitem a execução do movimento de prensão conforme exposto na Figura 16.

Figura 16 - Mão protética mioelétrica realista



Fonte: Yoshikawa *et al.*, 2016.

Com o propósito de desenvolver estudos que permitissem avaliar o grau de precisão, atingindo um elevado grau de destreza e precisão nos movimentos, é que Fajardo (2015) desenvolveu a Galileo Bionic Hand (Figura 17), uma prótese em que teve um sistema embarcado desenvolvido com base no processamento de sinais digitais para interpretar a intenção do usuário com o intuito de controlar uma prótese de mão confeccionada a partir da manufatura aditiva.

Figura 17 - Galileo Bionic Hand

Fonte: Fajardo, 2015.

No decorrer do tempo, com o desenvolvimento de pesquisas com propósito de atingir maiores graus de liberdade, as próteses de membro superiores, entre elas as de mão, foram sendo cada vez mais aperfeiçoadas e ergonômicas, sendo oferecidas no mercado consumidor próteses robóticas com sofisticados sistemas eletrônicos, microprocessadores, sensores e atuadores empregados em seu sistema operacional, chegando o custo deste dispositivo alcançando valores de até US\$ 58.000,00 por unidade, como por exemplo, a Mão Bebionic (Figura 18), uma prótese de mão inteligente desenvolvida pela *British Company Steeper Group*, um dispositivo com características ergonômicas únicas, conferindo a prótese versatilidade e funcionalidade alcançando bom desempenho. Seu sofisticado sistema permite que cada dedo seja alimentado por um motor individual e microprocessadores, para conferir aderência coordenada natural aos movimentos das mãos. Além disso, o dispositivo possui função de aderência automática e dedos dobráveis para realizar movimentos praticamente naturais, o seu custo estimado está entre US\$ 25.000,00 e US\$ 58.000,00 (KULKARNI; UDDANWADIKER, 2015; ROMERO *et al.* 2019).

Figura 18 - Mão Bebionic

Fonte: adaptado de kulkarni-Uddanwadiker, 2015.

Outra sofisticada prótese de mão disponível no mercado é a i-Limb Ultra (Figura 19) da fabricante islandesa Össur que desenvolve, fabrica e comercializa equipamentos ortopédicos não invasivos. Este dispositivo protético conta com polegares individualmente motorizados, articulação múltipla, possui acesso instantâneo a diferentes opções de gestos de aderência, devido à motorização ela possui elevada precisão no polegar rotativo, com capacidade de execução de movimentos bem próximos aos padrões naturais de preensão da mão devido a padrões e gestos programáveis (KULKARNI-UDDANWADIKER, 2015; Össur, 2019).

Figura 19 - Prótese i-Limb Ultra

Fonte: Össur, 2019.

Além disso, a Össur também desenvolveu uma prótese para indivíduos com perda ou deficiência parcial da mão. Denominada de i-Digits Quantum (Figura 20) seu uso é apropriado para a ausência parcial da mão. Os dedos se movem independentemente e funcionam em conjunto com os dedos restantes, possui recurso que permite obter maior força de preensão, aumento de força e velocidade em até 30% via aplicativo i-limb (Össur, 2019).

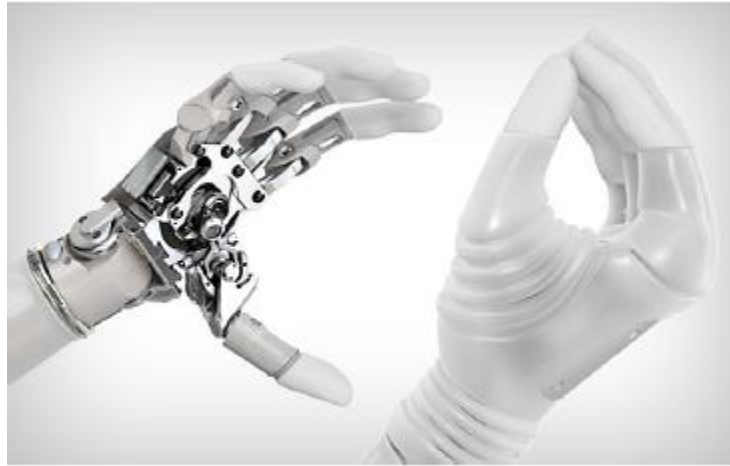
Figura 20 - Prótese i-Limb Quantum



Fonte: Össur, 2019.

Outro importante dispositivo protético é a prótese de mão denominada de Michelangelo, mostrado na Figura 21, da fabricante alemã Ottobock. Um dispositivo protético com capacidade de recuperar diversas funções da mão natural. Além disso, a mão protética possui várias opções de aderência que permitem aos usuários dominar as tarefas diárias como pegar um copo, segurar uma garrafa ou uma chave, abrir e fechar um tudo de creme dental, entre outros. Ademais, o projeto do dispositivo é considerado como próximo ao natural, a integração à imagem natural do corpo é harmoniosa (KULKARNI- UDDANWADIKER, 2015; OTTOBOCK, 2019).

Figura 21 - Prótese de mão Michelangelo



Fonte: Ottobock, 2019.

Por fim, a Handiii (Figura 22) é uma prótese funcional desenvolvida pela empresa japonesa Exiii. Uma das principais inovações deste dispositivo protético é a capacidade de um aparelho smartphone conseguir processar sinais musculares, com a capacidade de coletar, sem a existência de fios, sinais gerados por meio da superfície da pele. Ela possui motor individual em cada dedo, sendo possível adaptar o dispositivo a diversos tamanhos, uma vez que é produzida por meio da manufatura aditiva alcançando redução de custo e design personalizado.

Figura 22 - Prótese de mão Handiii



Fonte: Exiii, 2019.

Estas sofisticadas próteses tecnológicas não são produzidas em grande escala industrial, ou seja, elas necessitam de manutenção especializada e o processo de fabricação desses dispositivos, principalmente as próteses de membros superiores, exige grande esforço operacional, portanto, são oferecidos no mercado com um elevado custo produtivo (BURN *et al.*, 2016; XIONG *et al.*, 2017; ROMERO *et al.* 2019).

Desta forma, a manufatura aditiva é uma importante ferramenta no que se refere a fabricação de próteses de mão mecânica. Devido à abrangência do tema e dada à relevância do assunto, diversos estudos e pesquisas são desenvolvidos com o propósito de caracterizar materiais, estudo de viabilidade mecânica e desenvolvimento de próteses confeccionadas por meio de impressão 3D, de forma a facilitar o acesso a estes dispositivos por aquela parcela da população que possuem limitações financeiras. Buscando oferecer dispositivos que além de personalização e baixo custo, possam ter seu uso potencializado de maneira funcional.

Devido à preocupação com o número crescente de crianças com amputações total ou parcial traumática e congênita das mãos e levando em consideração a grande complexidade no tocante ao desenvolvimento de próteses infantis, devido a fatores como: pequeno tamanho, fase de crescimento constante e fatores psicossociais Zuniga *et al.*, (2015) preocuparam-se em desenvolver uma prótese para o público infantil chamada de “Cyborg Beast” mostrada na Figura 23. Feita através da criação de uma mão protética mecânica para crianças com redução de membros superiores e fabricada em impressora 3D. Os autores propõem uma metodologia de adaptação da prótese que possa ser realizada a distância.

Figura 23 - Cyborg Beast

Fonte: adaptado de Zuniga *et al.*, 2015.

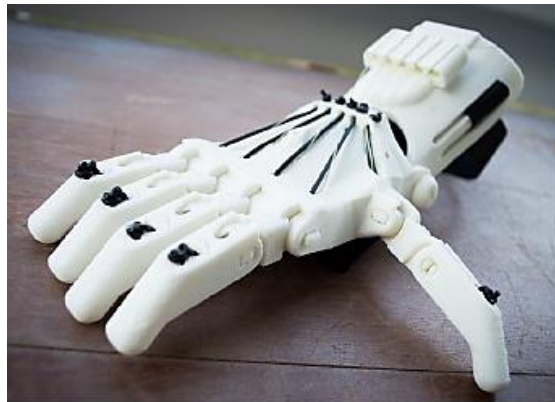
Esta prótese além de impressa em 3D, dispõe de alguns elementos construtivos, como o elástico colocado dentro do aspecto dorsal dos dedos permitindo a extensão passiva do dedo. A flexão dos dedos é proporcionada através das cordas não elásticas existentes ao longo da superfície palmar sendo ativado através do movimento de flexão (angulação de 20-30°) do punho, resultando em um aperto em que se têm os dedos flexionados em direção à palma da mão. Além disso, são citados outros componentes da Cyborg sendo eles: parafuso de Chicago com diferentes tamanhos, cordão de nylon, cordão elástico de 1,5 mm, velcro entre outros. Para impressão da prótese os autores utilizaram dois tipos de plásticos bastante comuns para impressão de próteses, sendo eles: plástico polilático (PLA) e acrilonitrila butadieno estireno (ABS), sendo gasto em média 25 horas para impressão e montagem da prótese.

Além da preocupação com o número crescente de pessoas amputadas, outros autores somaram a isto, a situação social e econômica presente em países em desenvolvimento. Devido a comunidades desfavorecidas financeiramente, dentro deste contexto, nações subdesenvolvidas apresentam um elevado número de pessoas com deficiência, as quais apresentam baixas perspectivas no que se refere à qualidade de vida e inclusão social. Uma vez que, próteses de mãos

convencionais possuem custo elevado além de exigir manutenção e reparos constantes, o que as tornam financeiramente e geograficamente inacessíveis para grande parte destas pessoas. Portanto, a fabricação de prótese mecânicas através da manufatura aditiva ganha papel fundamental no que tange ao suprimento da demanda protética na realidade destes países devido ao seu baixo custo produtivo, boa durabilidade e potencial para personalização (XIONG *et al.*, 2017; LETCHER, 2014).

Dally *et al.* (2015) constroem uma prótese de mão mecânica denominada de Raptor Reloaded Hand (Figura 24) obtida por meio de sites dedicados ao compartilhamento de arquivos em código aberto (*open source*) para manufatura aditiva como os existentes nas plataformas digitais Thingiverse e e-NABLE. Neste trabalho com o propósito de avaliar a destreza manual dos usuários que utilizam a prótese, os autores convidaram 40 indivíduos deficientes para a execução de 14 tarefas de caráter cotidiano a fim de se fazer uma avaliação inicial da gama de habilidades alcançadas através do uso da prótese de mão *open source* confeccionada em dois tamanhos distintos: infantil (menores proporções) e adulto (maiores proporções).

Figura 24 - Raptor Reloaded Hand



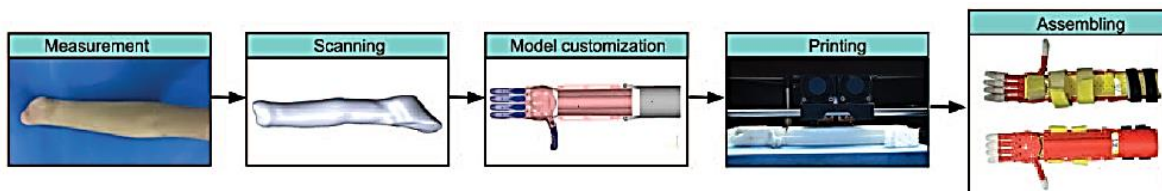
Fonte: adaptado de Dally *et al.*, 2015.

Concluindo que as mãos protéticas em ambos tamanhos de impressão tinham limites na quantidade de peso que eles poderiam suportar, obtendo melhor

desempenho com objetos leves. Portanto, conseguiram executar de forma positiva tarefas triviais como: segurar uma bola, segurar uma garrafa plástica, apertar botões e virar páginas e, por fim, sendo dispositivo considerado durável.

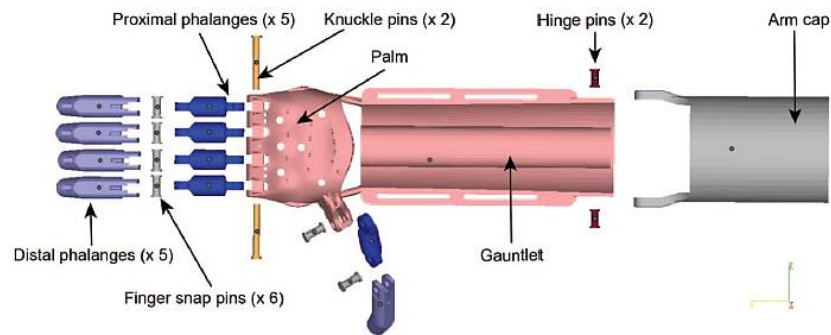
Xiong *et al.* (2017) considera a manufatura aditiva uma importante ferramenta que pode ser disponibilizada em países pobres devido ao seu baixo custo produtivo. Os autores propõem o desenvolvimento de uma prótese mecânica de membro superior com baixo custo produtivo impressos através da impressão tridimensional. Este dispositivo foi desenvolvido para uma criança de 8 anos de idade que teve amputação traumática do pulso direito como resultado de um acidente com uma máquina de trituração. No trabalho os autores mostram a metodologia seguidas para produção da prótese: Measurement ou medição, Scanning ou digitalização, Model customization ou personalização de modelos, Printing ou impressão e, por fim, Assembling ou montagem como mostrado na Figura 25.

Figura 25 - Metodologia para desenvolvimento da prótese



Fonte: Xiong *et al.*, 2017.

A prótese de mão e braço impressa possui movimentos mecânicos executados através do movimento de flexão do cotovelo (Figura 26). As falanges são acioandas por meio de elásticos e de fios não flexíveis.

Figura 26 - Prótese de mão e braço desenvolvida

Fonte: Xiong *et al.*, 2017.

As próteses convencionais estão se tornando gradualmente mais complexas e tecnológicas, e o aumento gradativo do seu peso, das partes móveis e o custo não são benéficos para o público infantil. Partindo deste pressuposto, Burn *et al.* (2016) desenvolveram uma prótese de mão mecânica, com o intuito de atender crianças com reduções nas mãos, sejam por características congênitas ou traumáticas. Como alternativa para o atendimento das necessidades protéticas pediátricas, os autores desenvolveram uma prótese e construíram por meio da impressão tridimensional, alcançando um dispositivo robusto, leve, facilmente substituível e de baixo custo conforme mostrado na Figura 27.

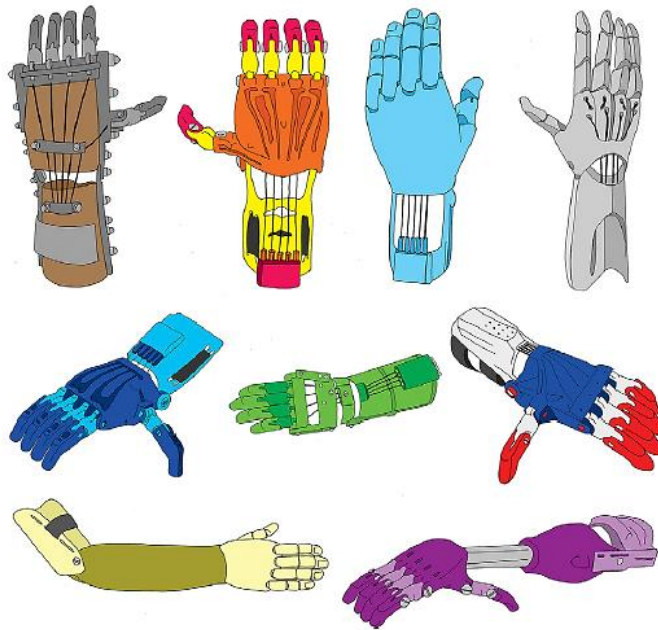
Figura 27 - Prótese de mão mecânica

Fonte: adaptado de Burn *et al.*, 2016.

Esta prótese possui uma aparência antropomórfica, usando o efeito de tenodese para criar movimento feito por meio do movimento do pulso e liberação digital passiva via componentes elásticos. Os dedos e o polegar são ligados a um componente de palma através de uma variedade de dobradiças impressas em Filaflex (um filamento elástico) e a região palmar articula-se com uma luva de antebraço. O movimento de flexão ativo do punho é obtido através de um cabo de nylon não elástico, e extensão passiva dos dedos ocorre por meio de elementos elásticos como cordões elásticos ou elásticos ortodônticos ao longo do dorso dos dedos, ou através do recuo do material articular interfalângico do dedo, sendo ela impressa em impressora 3D do tipo *Fused Deposition Modeling* (FDM) com material polimérico constituído por moléculas de ácido polilático (PLA).

Por fim, Tanaka e Miric (2016) e Kate *et al.* (2017) em seus trabalhos trouxeram uma revisão de literatura referente ao desenvolvimento de prótese de mão mecânica feita por meio de manufatura aditiva, evidenciando similaridade entre os mecanismos de acionamento (geralmente elementos elásticos), sendo os materiais para impressão mais comuns são filamentos plásticos ABS e PLA, e o tipo de impressora mais utilizada é a FDM, existindo diferentes tipos de elementos para fixação da região entre falanges variando desde filamentos elásticos até parafusos de montagem e, por fim, havendo existência de variada gama de design das próteses, conforme exemplos ilustrados na Figura 28.

Figura 28 - Ilustração de diferentes designs de prótese de mão mecânica

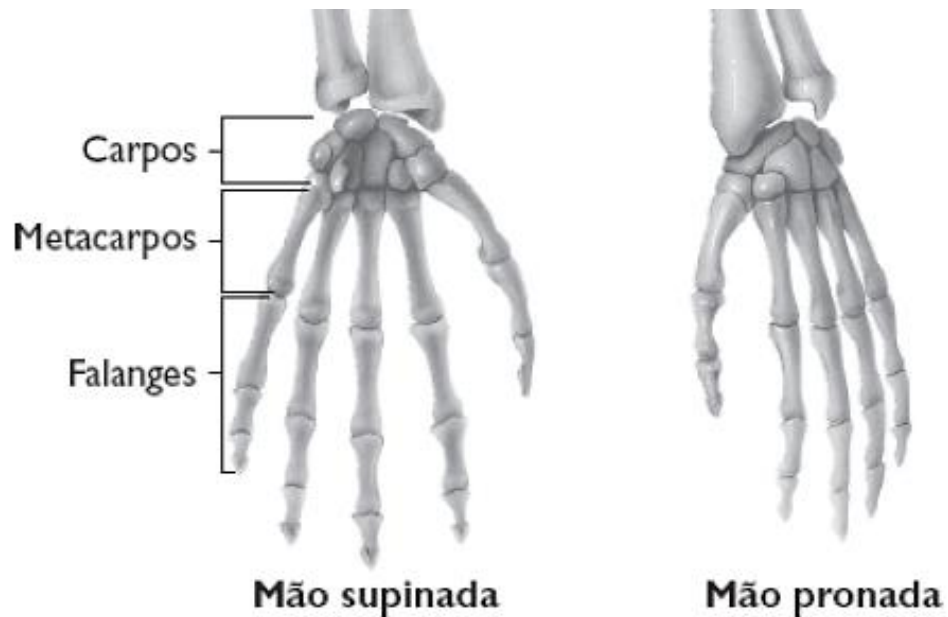


Fonte: adaptado de Tanaka e Miric, 2016.

2.2 Anatomia mão humana

De acordo com o dicionário Aurélio (2019), o significado da palavra mão é: “extremidade do braço humano a partir do pulso, que serve para o tato e apreensão dos objetos”. Sendo as articulações da mão divididas entre as articulações do punho e articulações dos dedos ou quirodáctilo (carpos, metacarpos e falanges) como mostrados na Figura 29 (NETTER, 2000; PORTELA; HALL 2016).

Figura 29 - Ilustração dos ossos do punho e da mão

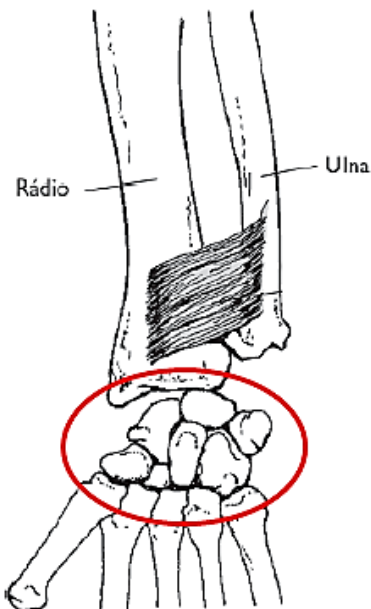


Fonte: adaptado de Hall, 2016.

2.2.1 Ossos do Carpo

O punho (articulação radiocarpal) localiza-se entre o rádio e os ossos do metacarpo, é caracterizado por ser a interface entre a região da mão e do antebraço, possuem oito ossos distribuídos em duas fileiras: Proximal e Distal região destacado com a elipse vermelha conforme mostrado na Figura 30 (PORTELA; HALL, 2016).

Figura 30 - Ilustração da região dos ossos do Carpo

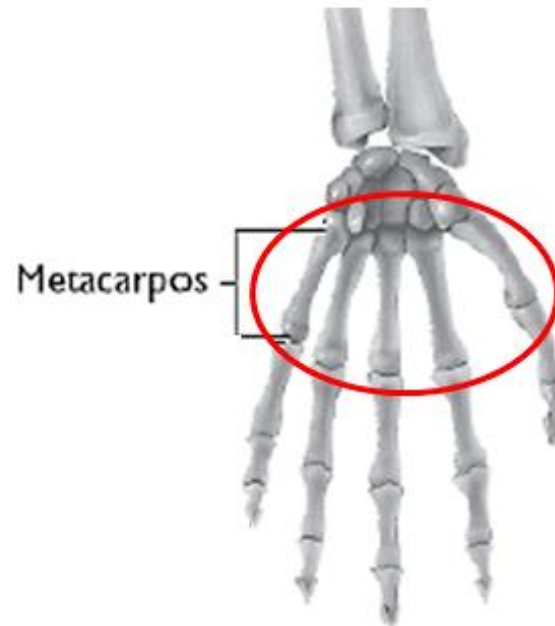


Fonte: adaptado de Hall, 2016.

2.2.2 Ossos do Metacarpo

O metacarpo é constituído por cinco ossos metacarpianos, que constituem o esqueleto da região palmar, possuem perfil alongado, que se articula com a extremidade dos ossos do carpo e com a extremidade dos ossos das falanges conforme mostrado destacado em vermelho na Figura 31 (PORTELA; HALL, 2016).

Figura 31 - Ilustração da região dos ossos do Metacarpo

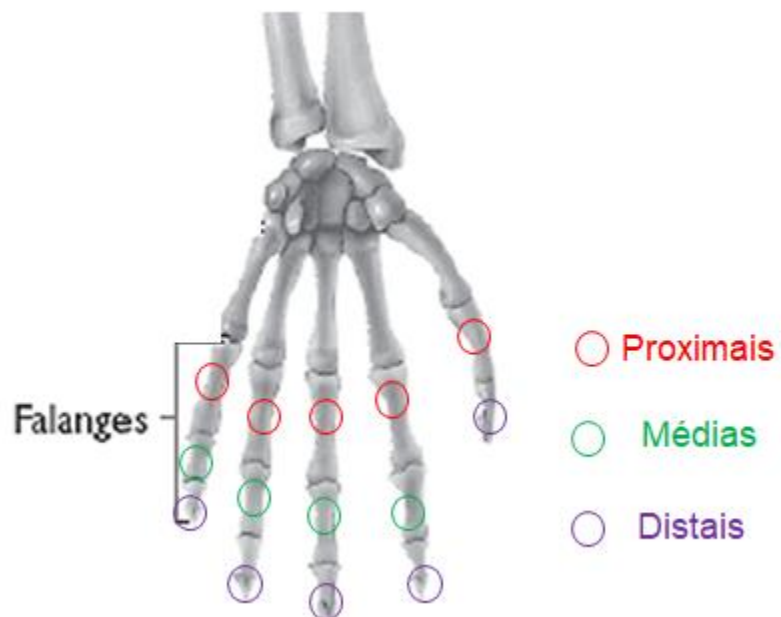


Fonte: Adaptado de Hall, 2016.

2.2.3 Ossos das Falanges

As Falanges são os ossos que formam os dedos da mão, possuindo diferentes nomes de acordo com a posição ocupada. Na Figura 32 a região destacada na cor vermelha é denominada de falanges proximais, na cor verde de falanges médias e na cor roxa falanges distais, respectivamente (PORTELA; HALL, 2016).

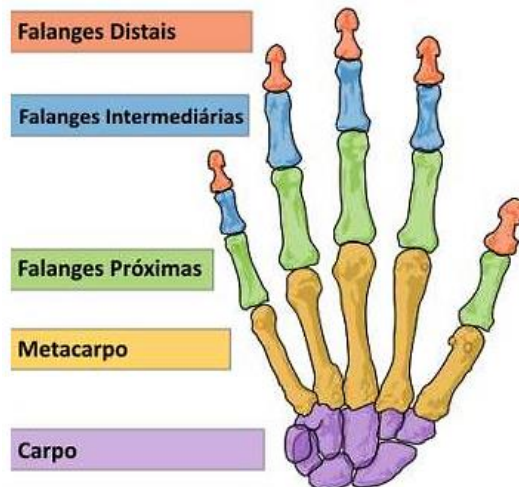
Figura 32 - Ilustração em cores dos ossos das Falanges



Fonte: Adaptado de Hall, 2016.

A Figura 33 mostra de maneira resumida uma ilustração colorida dos ossos da mão.

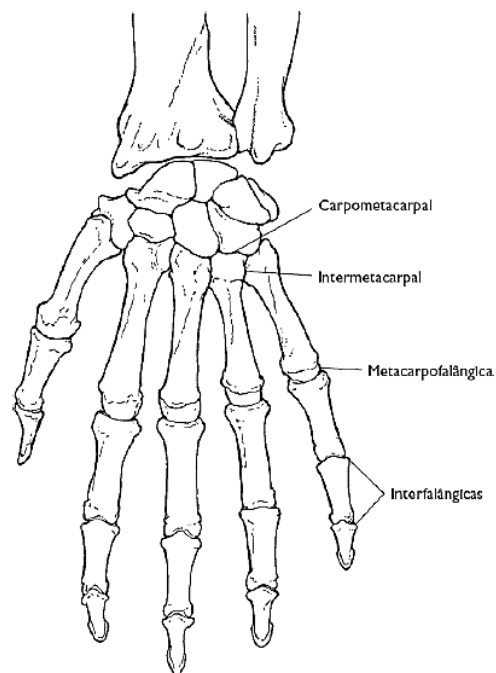
Figura 33 - Ilustração resumindo os ossos da mão



Fonte: adaptado de Vosniadou, 2015.

Especificadamente a região posterior à articulação radiocarpal (pulso) é constituída de diversas articulações tais como: a carpometacarpal, intermetacarpal, metacarpofalângica e interfalângicas, mostradas na Figura 34, sendo elas responsáveis por permitir a grande capacidade de movimento da mão (HALL, 2016).

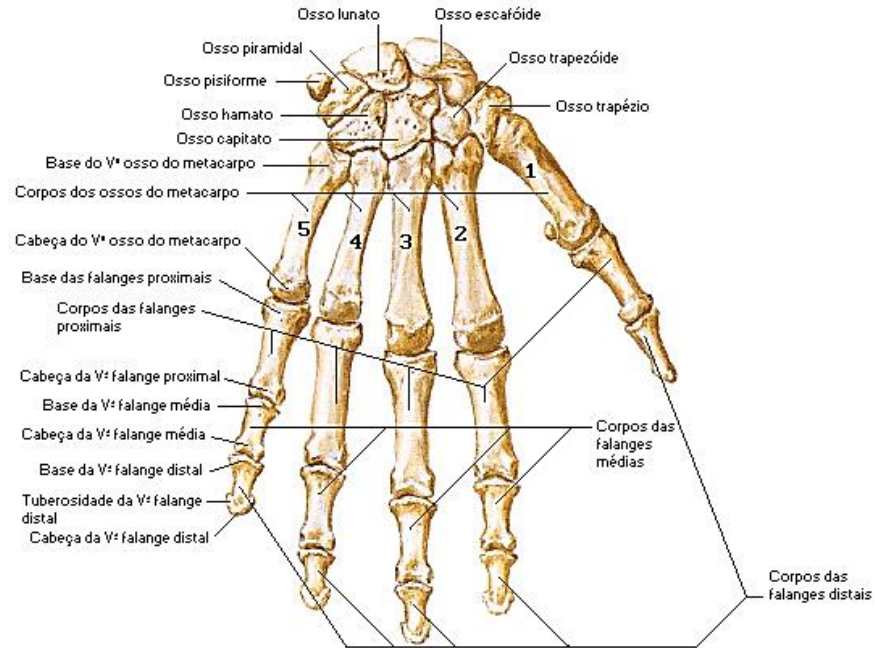
Figura 34 - Ilustração das articulações da mão



Fonte: Hall, 2016.

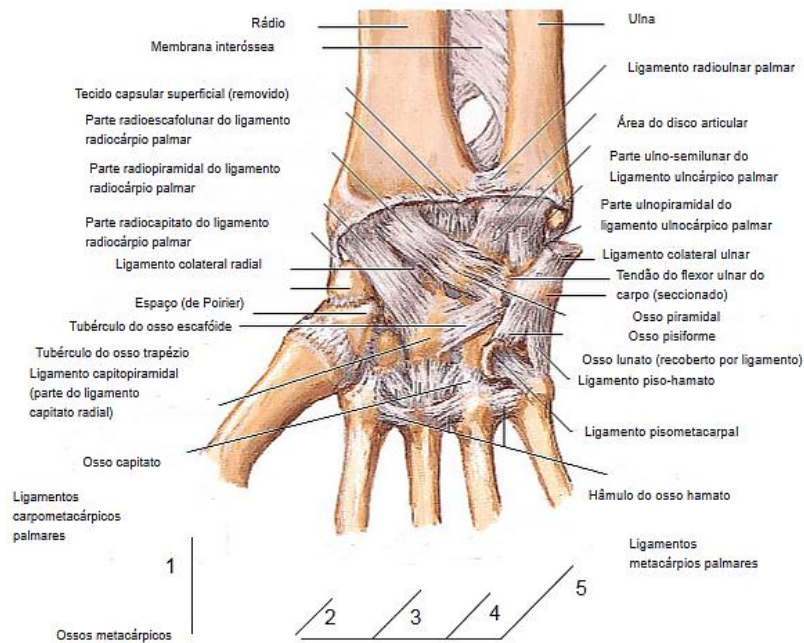
Além disso, ela é composta por cinco dedos denominados de polegar, indicador, médio, anelar e o dedo mínimo, sendo os dedos chamados de dígitos um a cinco, e o polegar considerado o primeiro dígito conforme ilustrado na Figura 35 (HALL, 2016).

Figura 37 - Ilustração dos ossos da mão vista posterior



Fonte: Netter, 2000.

Figura 38 - Ilustração da estrutura da mão

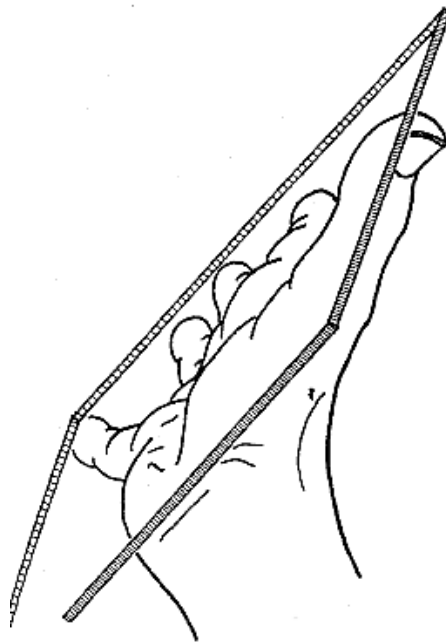


Fonte: Netter, 2000.

2.3 Movimentos da mão

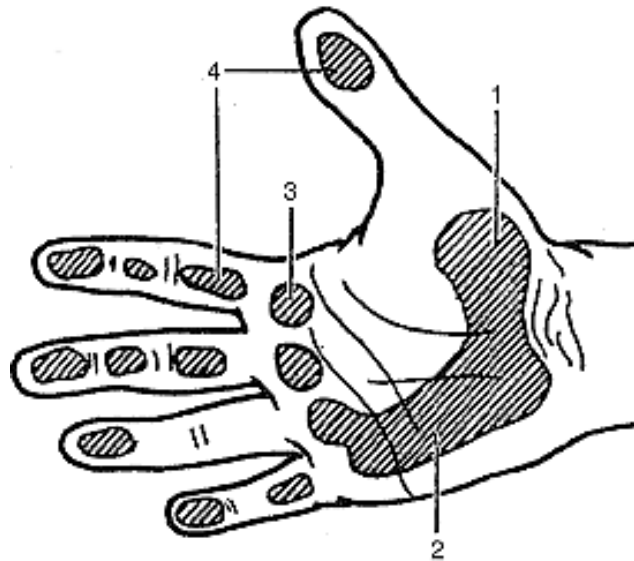
De acordo com Kapandji (1980) para pegar objetos a mão deve adaptar a sua forma. Para uma superfície plana, como por exemplo, a face de um vidro (Figura 39), a mão se estende e se aplaina, entrando em contato com quatro distintas áreas: (1) com a porção muscular na palma da mão logo abaixo do polegar denominada de eminência tenar; (2) com a porção muscular da palma da mão localizada logo abaixo do dedo mínimo chamado de eminência hipotênar; (3) a cabeça dos metacarpos, e por fim, (4) a superfície palmar das falanges. Estas áreas estão enumeradas na Figura 40 com os números 1, 2, 3 e 4 respectivamente, permanecendo distante da superfície do vidro apenas a parte inferior-externa da palma.

Figura 39 - Ilustração da mão se adaptando para pegar a superfície plana



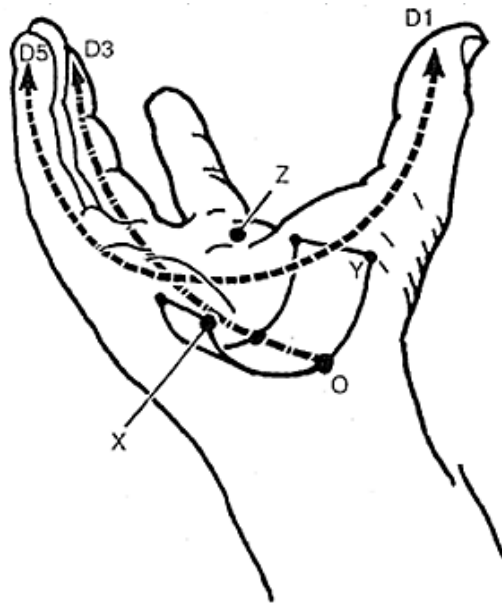
Fonte: Kapandji, 1980.

Figura 40 – Ilustração das áreas em contato com a superfície plana

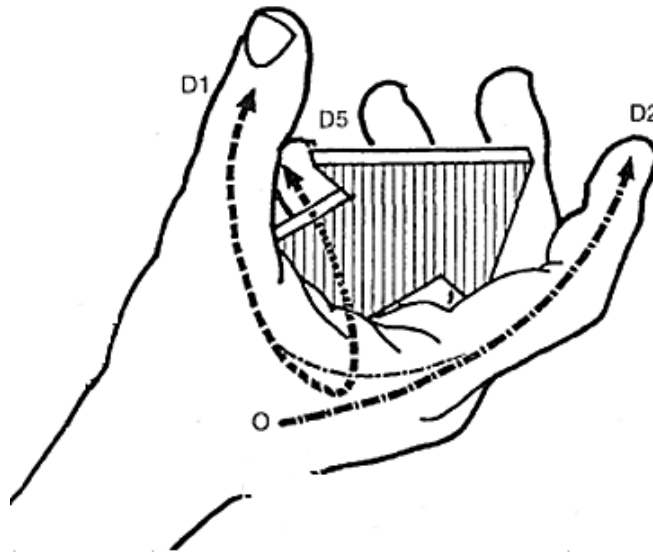


Fonte: Kapandji, 1980.

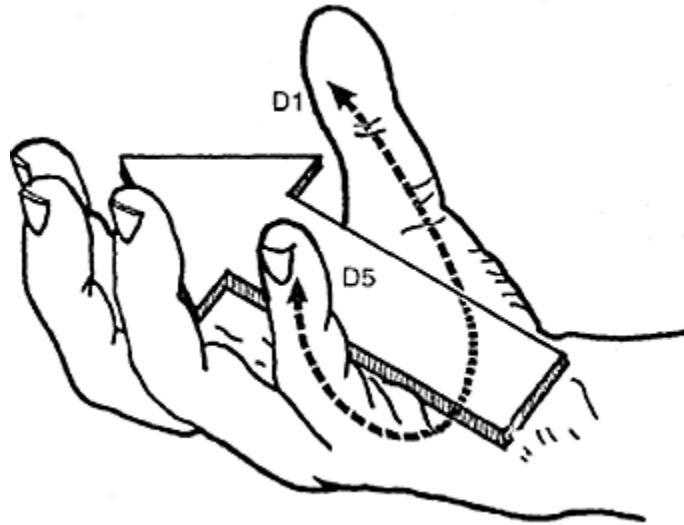
Por outro lado, ainda segundo Hall (1980) quando se deseja pegar um objeto volumoso, a mão se escava e formam-se arcos orientados em três direções, sendo eles: (1) no sentido transversal (Figura 41) em que o arco do carpo XOY corresponde à concavidade do maciço do carpo, no qual se alinham as cabeças metacarpianas; (2) no sentido longitudinal (Figura 42) em que os arcos carpometacarpofalangeanos assumem uma posição radiada do maciço do carpo sendo constituído, cada dedo, pelo metacarpiano e as falanges correspondentes; (3) no sentido oblíquo (Figura 43) em que os arcos de oposição do polegar com outros quatro dedos, permite a união e a oposição do polegar e o dedo indicador, e do polegar e o dedo mínimo.

Figura 41 - Sentido transversal

Fonte: Kapandji, 1980.

Figura 42 - Sentido longitudinal

Fonte: Kapandji, 1980.

Figura 43 - Sentido oblíquo

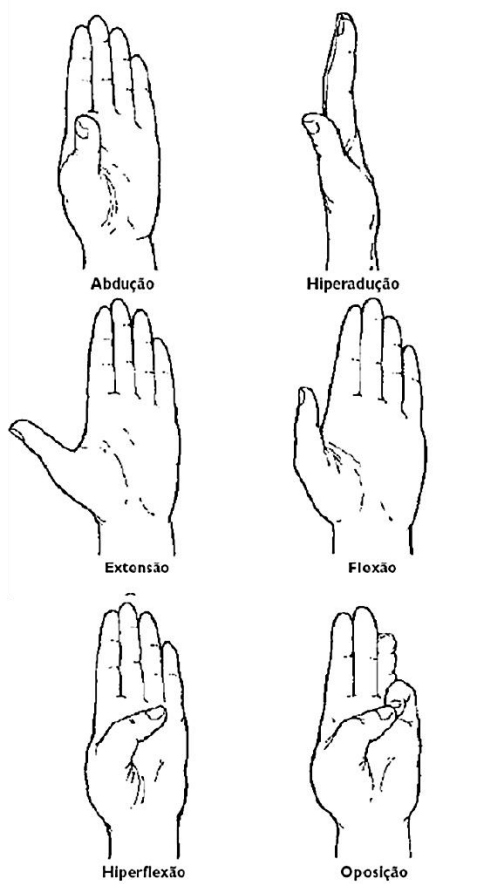
Fonte: Kapandji, 1980.

A relação entre os dedos e o polegar da mão é de extrema importância, pois é através deles que os movimentos são possíveis. Em relação aos dedos (indicador, médio, anelar e mínimo), os movimentos (Figura 44) de flexão, extensão, abdução e adução, são permitidos por meio das articulações metacarpofalângicas.

Em relação ao polegar, os movimentos são obtidos através da articulação carpometacarpal, permitindo grande amplitude de movimento, e se assemelhando a uma articulação esferóidea, permitindo movimentos, tais como: abdução, hiperadução, extensão, flexão, hiperflexão e oposição, conforme ilustrado na Figura 45.

Figura 44 - Movimentos dos dedos

Fonte: Hall, 2016.

Figura 45 - Movimentos do polegar

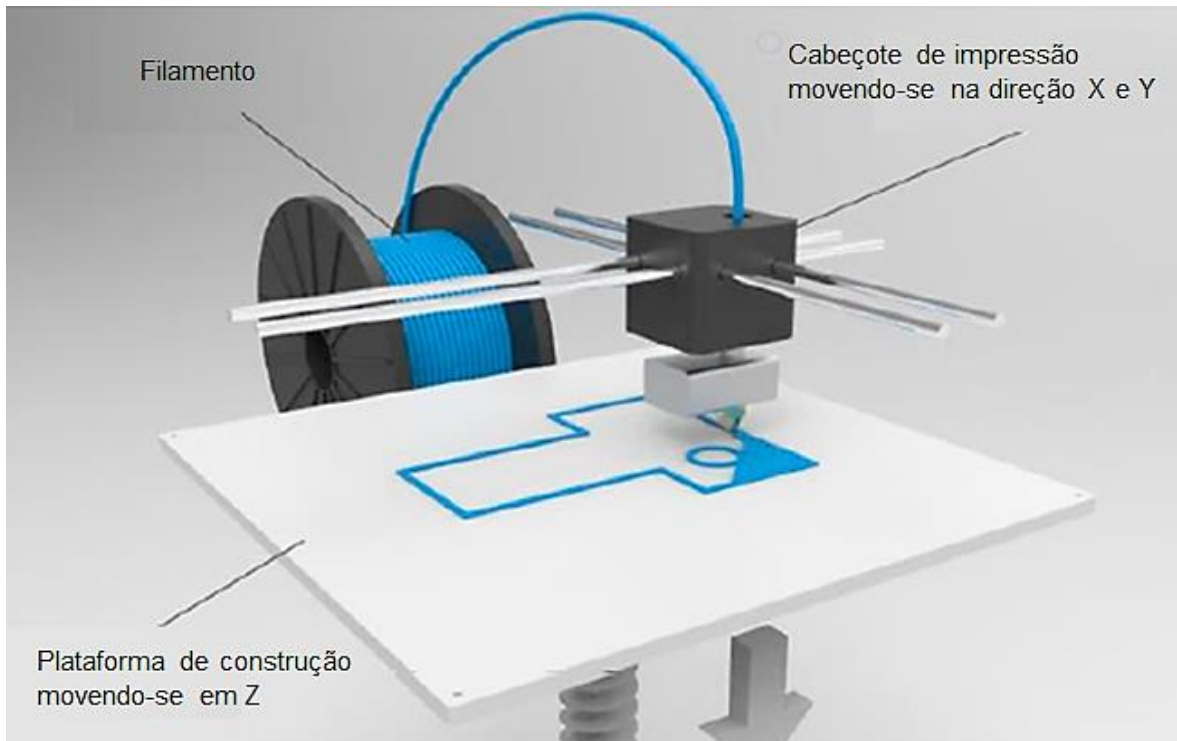
Fonte: Hall, 2016.

2.4 Processo de impressão FDM

No mercado, existem vários métodos para imprimir um objeto em 3D através de diferentes tipos de materiais, como por exemplo, polímeros. O método mais frequentemente empregado para a realização destas impressões é a denominada *Fused Deposition Modeling*, em tradução livre, Modelagem por Fusão e Deposição (FDM). Na atualidade, a impressão FDM é considerada a tecnologia mais popular e difundida para imprimir objetos tridimensionais devido a sua facilidade de impressão e ao fácil acesso a impressoras com esta tecnologia. A FDM é uma tecnologia de Manufatura Aditiva em que é possível alcançar complexas geometrias, detalhes finos e uma boa relação força/peso. Seu uso é aplicado com diferentes propósitos, entre eles: a impressão de protótipos funcionais, produção de peça única, produção de pequenos lotes, modelos conceituais e auxiliares de fabricação (MACEDO, 2011; LIPSON-KURMAN, 2013; WOHLERS, 2014; KNOOP *et al.*, 2015; ROMERO *et al.*, 2018).

O processo de fabricação na impressora 3D do tipo FDM segue algumas etapas principais, sendo elas: (1) desenvolvimento do objeto que será impresso resultando em um arquivo de desenho 3D, comumente conhecido com CAD; (2) Posteriormente o arquivo CAD finalizado é convertido para um formato suportado pelo programa da impressora, iniciando assim o processo de impressão tridimensional; (3) após a impressora ler o arquivo convertido, seu software segmenta o arquivo, de modo que geram-se camadas por todo o objeto a ser impresso; (4) depois de gerado a segmentação (pequenas peças entre níveis) a impressão começa a ser realizada; (5) o processo de impressão basicamente consiste no principio de aquecimento da matéria-prima em formato de filamento no cabeçote que após sua fusão vai sendo depositado, nas direções X e Y na plataforma construtiva, de modo que o fluido viscoso seja depositado camada por camada até que todo o modelo virtual esteja construído fisicamente. A Figura 46 ilustra o processo de impressão FDM (KNOOP *et al.*, 2015; NERY *et al.*, 2016; PECHO *et al.* 2019).

Figura 46 - Esquema impressão Modelagem por Deposição e Fusão (FDM)



Fonte: adaptado de Pecho *et al.*, 2019.

O maior avanço técnico do processo de impressão tridimensional permite seu uso para diversos fins, como por exemplo: industriais, imobiliários, culinários, entretenimento e medicinais. Em especial, a tecnologia utilizada pela manufatura aditiva no campo medicinal deu acesso à aplicabilidade do seu uso em vários campos. O *design* otimizado, adaptativo e os recursos de impressão 3D possibilitaram seu uso no desenvolvimento de dispositivos médicos, tais como: próteses e órteses. O *design* personalizado e a rápida confecção de próteses de mão mecânica permitem proporcionar aos seus usuários melhora na qualidade de vida, o que forma a base para o desenvolvimento de novos dispositivos e avaliação de parâmetros de impressão (SILVA *et al.*, 2008; ZUNIGA *et al.*, 2015; PECHO *et al.* 2019; ROMERO *et al.*; 2019).

2.4.1 Materiais para impressão FDM

Os dois tipos de materiais termoplásticos mais amplamente e comumente utilizados na técnica de impressão FDM são o PLA (Ácido Polilático) e o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) (PANES *et al.*, 2018; 3DLAB, 2019).

O PLA é um dos materiais para impressão 3D mais utilizado no mundo, biodegradável, de fácil uso, alcançando na peça final impressa boa qualidade superficial, possui dureza superficial elevada, alta resistência mecânica e à abrasão. Entretanto, possui baixa resistência térmica (PANES *et al.*, 2018; 3DLAB, 2019).

O ABS, por sua vez, possui elevada resistência mecânica e térmica, possui facilidade em receber processos de acabamento superficial. Entretanto, possui forte contração quando resfria, o que se faz necessário o uso de impressoras com fechamentos laterais de modo que se tenha um melhor controle sobre o fluxo de ar ambiente sobre o interior da impressora. Além disso, é necessária mesa aquecida durante o processo de impressão (PANES *et al.*, 2018; 3DLAB, 2019).

Estes dois materiais são conhecidos por terem boas características durante o processo de impressão, apresentam elevada facilidade de uso no processo de impressão alcançando bons resultados produtivos, conferindo ao material impresso boa resistência mecânica (PANES *et al.*, 2018; 3DLAB, 2019; CLIEVER, 2019).

Contudo, está disponível atualmente no mercado, um material plástico denominado de PETG (Polietileno Tereftalato de Glicol). Considerado um material nobre para impressão 3D, este material possui alta resistência mecânica, química e térmica, ou seja, com capacidade de combinar a elevada resistência mecânica e térmica do ABS, com a facilidade de impressão do PLA. Logo, combinando a funcionalidade do ABS e a confiabilidade PLA (DURGASHYAM *et al.*, 2019; 3DLAB, 2019; CLIEVER, 2019).

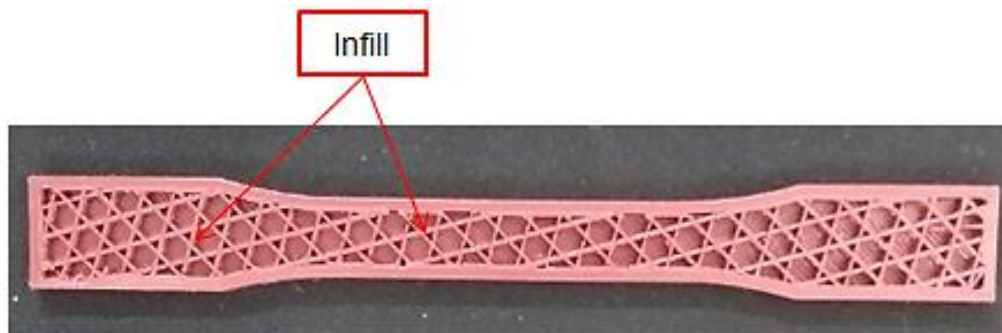
2.5 Parâmetros de impressão

A respeito da fabricação de peças usando impressão 3D, uma vez que, definiu-se o tipo de material, com base nas suas propriedades mecânicas e químicas, a ser utilizado no processo de impressão tridimensional, é de suma importância a definição dos principais parâmetros de trabalho, definindo o tipo de preenchimento padrão e a densidade, com o objetivo de reduzir o tempo de impressão e o consumo de material, de forma que mantenha a resistência mecânica desejada. Dentre os parâmetros deste trabalho destacam-se:

2.5.1 Infill

Este parâmetro é responsável pelo preenchimento e está diretamente relacionado a densidade de enchimento da peça. Sendo responsável pelo núcleo do elemento impresso conforme destacado na Figura 47, por não contar com tanta importância no aspecto estético, ele pode ser impresso em menor tempo e ser alternado entre camadas. Por existirem variadas maneiras de empregar este recurso, ele é uma excelente alternativa para aspectos de resistência, peso, densidade e tempo de impressão, o que exerce influência direta, no que se refere, ao melhoramento das propriedades mecânicas da peça e no tempo de fabricação (FERNANDEZ-VICENTE *et al.*, 2016; 3D Fila, 2019).

Figura 47 - Parâmetro de preenchimento *Infill*

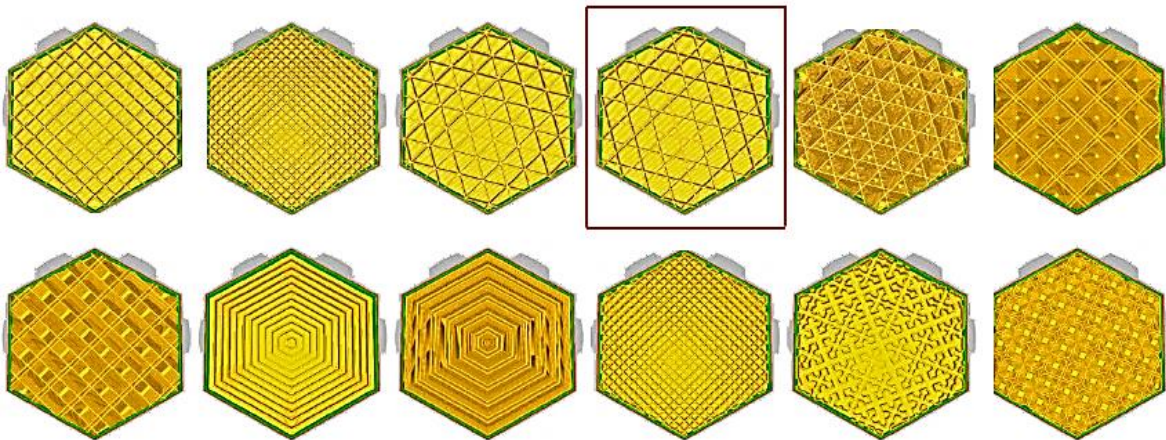


Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Visto a grande disponibilidade de estudos na literatura que avaliam os diferentes padrões de *infill* e sua densidade de preenchimento, como mostrados nas Figuras 48 e 49 respectivamente, em que podem ser selecionados no enchimento de peças feitas por meio da manufatura aditiva levando em conta os materiais

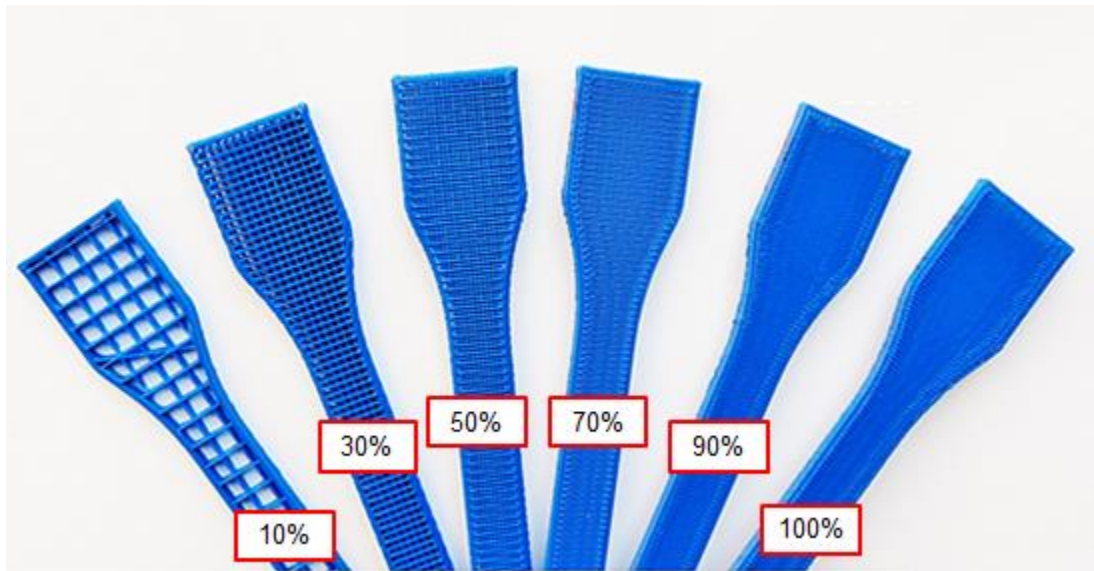
comumente utilizados para impressão em FDM, tais como: ABS, PLA e PETG e verificando a influência do tipo de *infill* na densidade e na resistência mecânica, um dos tipos de *infill* que apresenta melhor influência na resistência da peça impressa e, portanto, considerado um dos mais resistentes foi o do tipo denominado de Tri-Hexagonal, mostrado destacado em vermelho na Figura 48, conhecido também, como Stars. Uma vez que, este tipo de preenchimento alcança uma fusão completa entre as linhas de preenchimentos “*Layers*”, e sua combinação geométrica de triângulo e hexágonos permite uma maior superfície de contato entre as camadas de preenchimento favorecendo a aderência entre camadas (GUPTA *et al.*, 2019; PECHO *et al.*, 2019).

Figura 48 - Diferentes tipos de *infill*



Fonte: adaptado de Ultimaker Cura, 2019.

Figura 49 - Exemplos de diferentes densidades de preenchimentos



Fonte: adaptado de Hellmeister, 2017.

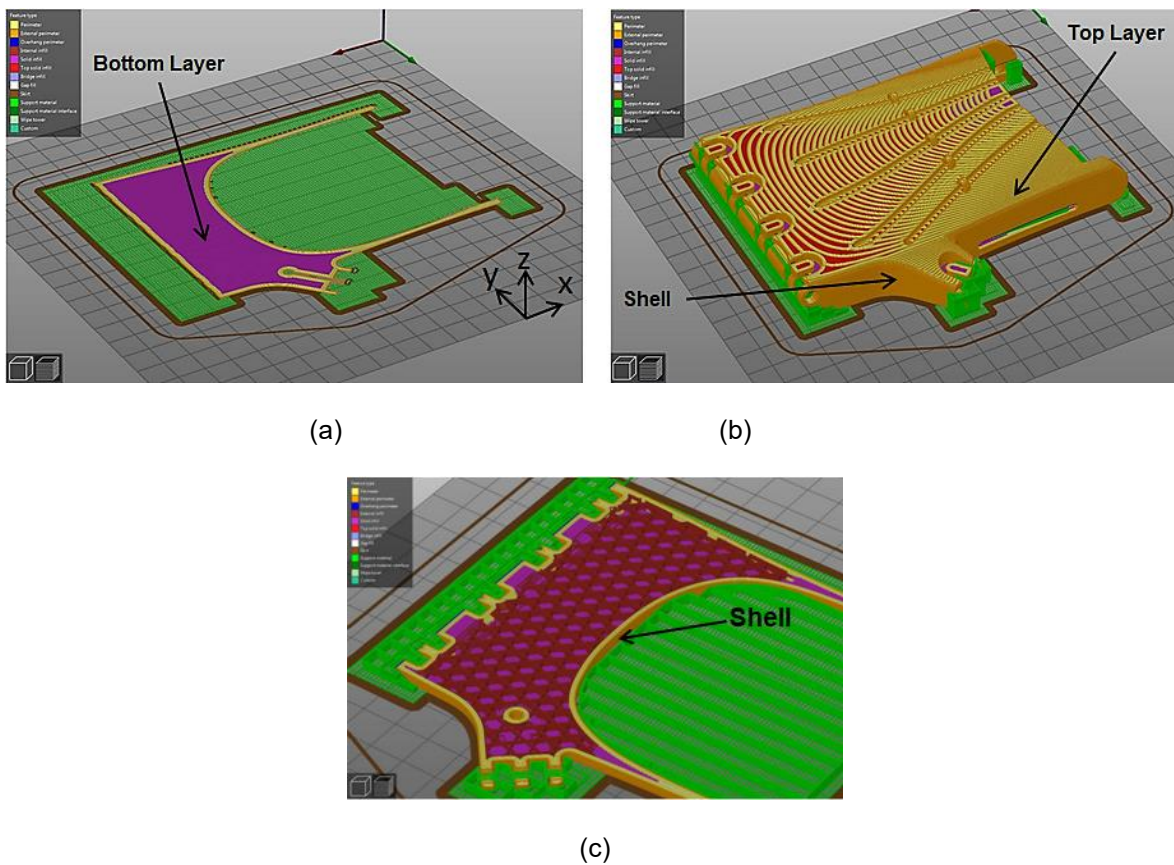
2.5.2 Shell, Top Layer, Bottom Layer, Velocidade e Temperatura

Além do tipo de *infill* têm-se outros parâmetros importantes a serem considerados no processo de manufatura aditiva, sendo eles: (1) *Shell*: fator responsável pela camada “parede/casca” externa, exerce influência direta na proteção lateral e no aspecto estético da peça impressa. Como a prótese impressa não possui grandes dimensões (cerca de 310 mm de comprimento x 160 mm de largura), foi considerado uma camada de 4 perímetros, visto que o número de *shell* considerado como ideal deve ter espessura compreendida entre 3 e 6, a depender do tamanho do corpo a ser impresso (FERNANDEZ-VICENTE *et al.*; BAICH *et al.*, 2016; SANTANA *et al.*; SRI *et al.*, 2018; 3D Fila, 2019); (2) *Top Layer*: refere-se às camadas de fechamento superiores tendo como objetivo a confecção do topo das peças, sendo responsáveis pelo fechamento superior da peça. Recomenda-se que a peça tenha de 3 a 8 camadas para fazer o fechamento (3D Fila, 2019); (3) *Bottom Layer*: é o parâmetro responsável pelas camadas inferiores de fechamento, se

caracterizam por serem as primeiras camadas de impressão dando sustentação e proteção na base da peça, é recomendado a impressão com pelo menos 3 camadas de *bottom layer* (3D Fila); (4) *Velocidade*: parâmetro relacionado com o tempo de impressão e aderência entre camadas, um dos valores de velocidade mais comumente utilizado pela literatura e adotado para este estudo é de 45 mm/s, e por fim, (5) *Temperatura*: responsável pela extrusão do filamento de impressão 3D, temperaturas adequadas de processamento garantem melhor fluência e fluxo de material durante o processo de impressão FDM, permitindo a fusão e boa deposição do material fundido (FERNANDEZ-VICENTE *et al.*; BAICH *et al.*, 2016; SANTANA *et al.*; SRI *et al.*, 2018; 3D Fila, 2019).

A Figura 50 ilustra alguns dos parâmetros para este trabalho.

Figura 50 – Parâmetros de impressão (a) Bottom Layer, (b) Top Layer e (c) Shell



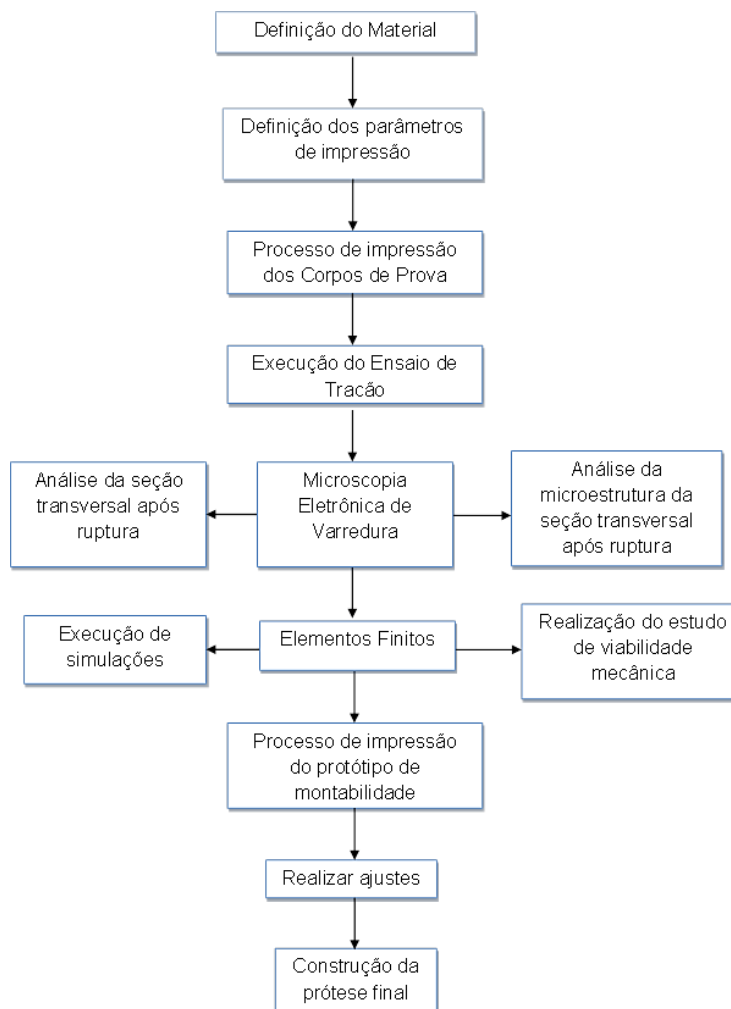
Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo todos os equipamentos utilizados para a impressão e coleta das medidas dos corpos de prova, execução do ensaio de tração e microscopia de varredura está descritos em ordem de execução da caracterização do material estudado.

As etapas do trabalho são seguidas, conforme dispostas no fluxograma mostrado na Figura 51.

Figura 46 - Fluxograma com as etapas metodológicas de trabalho



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3.1 Material

O material estudado foi o PETG, obtido na forma de filamento com $(1,75 \pm 0,05)$ mm de diâmetro, material atualmente considerado no mercado como sendo um dos tipos de filamento com elevada resistência, dureza, não é quebradiço e com resistência química projetado para impressoras 3D do tipo FDM (FERNANDEZ-VICENTE *et al.*, 2016; DURGASHYYAM *et al.*, 2019; CATÁLOGO 3D Fila, 2019).

A Figura 52 apresenta as informações para impressão e as propriedades mecânicas fornecidas pelo fabricante.

Figura 47 - Filamento PETG informações para impressão e propriedades mecânicas

<u>Informações para Impressão</u>				
Temperatura de Impressão 3D recomendada:		230-260 °C		
Velocidade de Impressão 3D recomendada:		10-120 mm / s		
É recomendado mesa aquecida:		70-85°C		
<u>Propriedades:</u>				
Mecânicas				
Propriedade	Método de Teste		Unidade	Valor
Resistência à tração na Ruptura	D 638		MPa	28
Alongamento na Ruptura	D 638		%	130
Módulo de flexão	D 790		MPa	2160
Dureza	D 785			106
Resistência ao Impacto IZOD	D 256	Em 23°C	J/m	105

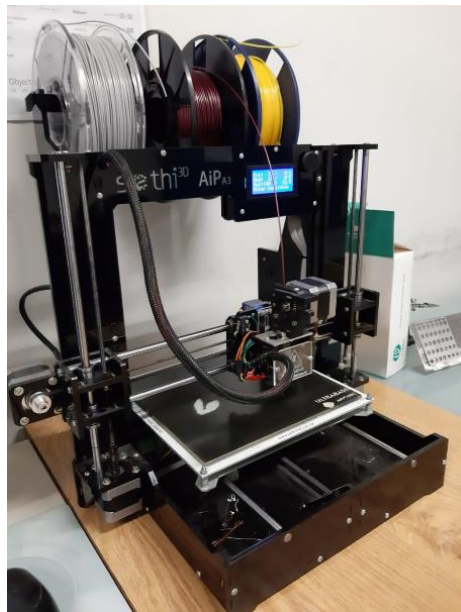
Fonte: adaptado de Catálogo 3D Fila, 2019.

3.2 Equipamentos

3.2.1 Impressora FDM

A impressora FDM utilizada, mostrada na Figura 53, é de fabricação nacional, com capacidade de imprimir objetos com dimensões máximas de 220mm de largura (x), 210 de profundidade (y) e 200mm de altura (z), com diâmetro do Bico de 0,4mm, diâmetro do filamento de 1,75mm, com consumo de energia de aproximadamente 0,2 kW/h, com temperatura de trabalho de até 260 °C no Bico, 110 °C de aquecimento da mesa e potência de 700W (MANUAL DO USUÁRIO SETHI 3D, 2019).

Figura 48 - Impressora FDM utilizada



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3.2.2 Máquina Universal

Os procedimentos experimentais do ensaio de tração foram realizados no Laboratório de Resistência dos Materiais da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUC-MG). Para o ensaio experimental utilizou-se uma Máquina de Ensaio universal modelo 23-200 Série 23 EMIC, mostrado na Figura 54, com velocidade de deslocamento máxima de até 500 mm/min com célula de carga com capacidade máxima de 200 kN conforme mostrado na Figura 55. O equipamento é calibrado em fábrica conforme a norma ABNT NM ISO 7500-1. O dispositivo da máquina é controlado pelo programa Tesc versão 3.04. No ensaio a taxa de deslocamento utilizada foi aquela definida pela norma ASTM D638-14 sendo igual a 5 mm/min. Inicialmente foram realizados testes iniciais em 4 Corpos de Prova (cps) de consumo com a mesma taxa de 5 mm/min com o propósito de se fazer uma análise prévia do equipamento. A aferição da deformação do Corpo de Prova (cp) foi feito por meio de um extensômetro do próprio equipamento.

Figura 49 - Máquina universal EMIC modelo 23-200



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 50 - Capacidade de trabalho da Máquina universal EMIC 23-200

Capacidade de Carga	kN	200
Velocidade Máxima de Ensaio	mm/min	500
Velocidade Mínima de Ensaio	mm/min	0,005
Velocidade de Retorno pós Ensaio	mm/min	500
Curso Máximo de Ensaio	mm	1170
Espaçamento entre Colunas	mm	450
Altura	mm	2250
Altura com a Garra Superior Montada	mm	2500
Largura	mm	980
Profundidade	mm	980
Peso	kg	900
Potência Máxima	VA	1800

Fonte: adaptado de Catálogo EMIC, 2019.

3.2.3 Microscópio Eletrônico de Varredura

Com o objetivo de avaliar a região fraturada das amostras de PETG com diferentes níveis de preenchimento, foi selecionado de cada um dos cinco ensaios realizados para cada grupo de amostras com *infill* de 15, 25, 50, 75 e 100%, um corpo de prova fraturado. Para isto, obteve-se o total de 5 amostras fraturadas, sendo elas preparadas com metalização com ouro e posteriormente examinadas pelo Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) Jeol modelo JSM-IT300 com *software* utilizado para gerar imagens IT300. Para gerar as análises químicas foi utilizado o metalizador com ouro da marca Denton Vacuum modelo Desk V, do laboratório de Microscopia Avançada do Departamento de Engenharia Mecânica da PUC Minas. Os equipamentos estão mostrados na Figura 56 (a) e (b) respectivamente.

Figura 51 - (a) Microscópio eletrônico de varredura e (b) metalizador com ouro



(a)



(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

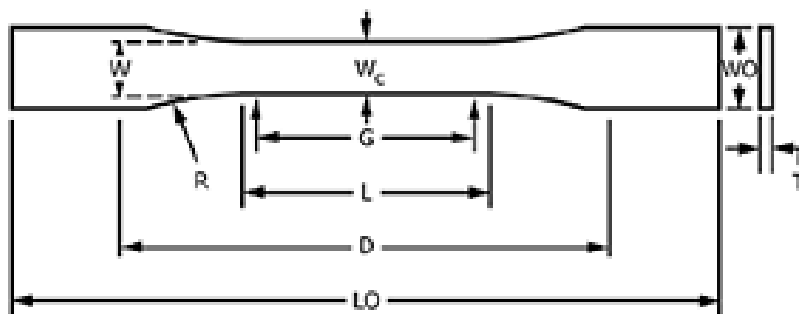
3.3 Métodos

A seguir são descritas cada uma das etapas metodológicas desenvolvidas sequencialmente de acordo com o cumprimento de cada pacote de projeto.

3.3.1 Normalização

A fim de fabricar e avaliar o material empregado para a impressão tridimensional, utilizou a norma ASTM D638 – *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*, para a fabricação dos cps (Figura 57). As dimensões das amostras de teste normalizadas para o ensaio de tração encontra-se disponível na referida norma, além da recomendação metodológica para a execução do ensaio de tração. Para a confecção dos cps foram selecionadas as dimensões da amostra preferida tipo I – Figura 58 (ASTM D638-14, 2014).

Figura 52 - Corpo de prova Tipo I



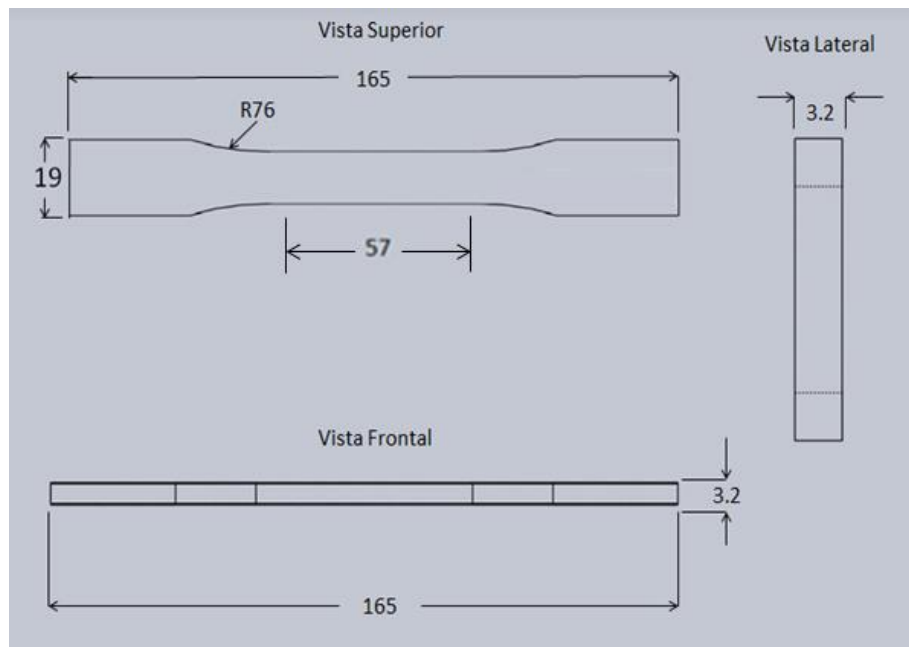
Fonte: adaptado de ASTM D638, 2014.

Figura 53 - Dimensões do corpo de prova (valores em milímetros)

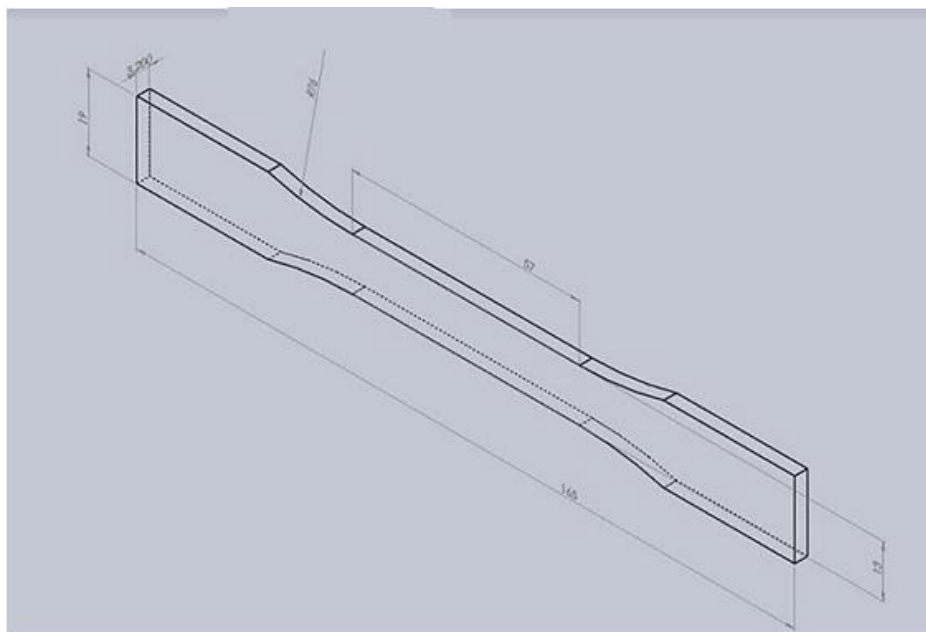
Dimensions (see drawings)	Specimen Dimensions for Thickness, T , mm (in.) ^A					Tolerances
	7 (0.28) or under		Over 7 to 14 (0.28 to 0.55), incl	4 (0.16) or under		
	Type I	Type II	Type III	Type IV ^B	Type V ^{C,D}	
W —Width of narrow section ^{E,F}	13 (0.50)	6 (0.25)	19 (0.75)	6 (0.25)	3.18 (0.125)	± 0.5 (± 0.02) ^{H,C}
L —Length of narrow section	57 (2.25)	57 (2.25)	57 (2.25)	33 (1.30)	9.53 (0.375)	± 0.5 (± 0.02) ^F
WO —Width overall, min ^G	19 (0.75)	19 (0.75)	29 (1.13)	19 (0.75)	...	+ 6.4 (+ 0.25)
WO —Width overall, min ^G	9.53 (0.375)	+ 3.18 (+ 0.125)
LO —Length overall, min ^H	165 (6.5)	183 (7.2)	246 (9.7)	115 (4.5)	63.5 (2.5)	no max (no max)
G —Gage length ^I	50 (2.00)	50 (2.00)	50 (2.00)	...	7.62 (0.300)	± 0.25 (± 0.010) ^C
G —Gage length ^I	25 (1.00)	...	± 0.13 (± 0.005)
D —Distance between grips	115 (4.5)	135 (5.3)	115 (4.5)	65 (2.5) ^F	25.4 (1.0)	± 5 (± 0.2)
R —Radius of fillet	76 (3.00)	76 (3.00)	76 (3.00)	14 (0.56)	12.7 (0.5)	± 1 (± 0.04) ^C
RO —Outer radius (Type IV)	25 (1.00)	...	± 1 (± 0.04)

Fonte: adaptado de ASTM D638, 2014.

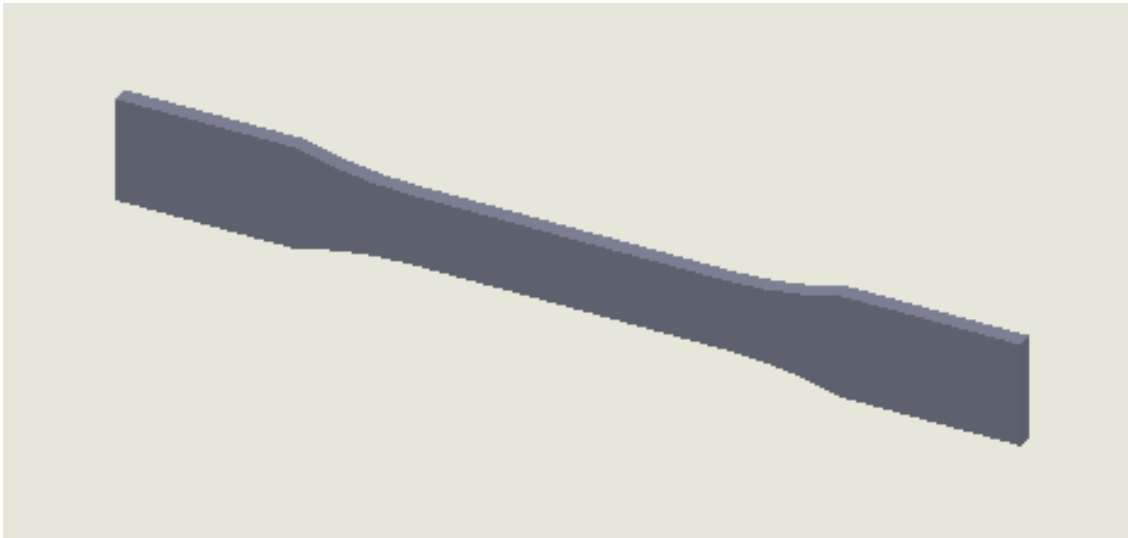
A partir dos valores fornecidos pela norma ASTM D638, destacado em vermelho na Figura 58 para amostra do tipo I, foi utilizado um *software* de CAD 3D (*Computer-Aided Design*) denominado Autodesk Inventor profissional versão 2020, disponibilizado pela empresa estadunidense Autodesk para elaborar o desenho. Desta forma foi gerado o corpo de prova com as respectivas dimensões conforme ilustrado nas Figuras 59, 60 e 61.

Figura 54 - Dimensões do corpo de prova - valores em milímetros

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

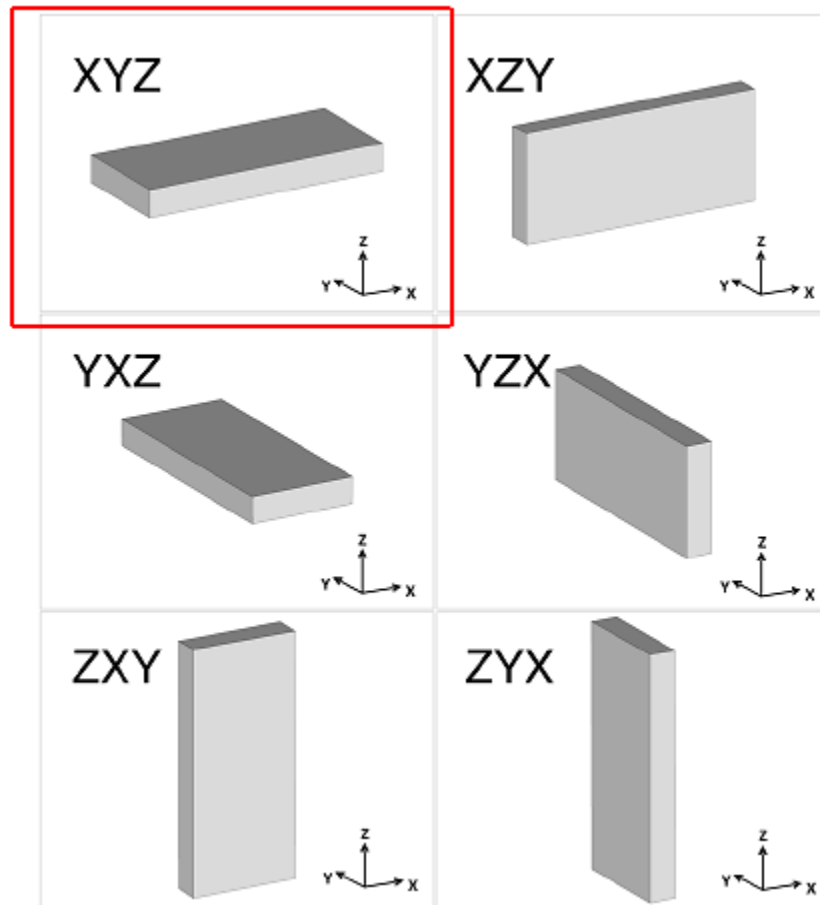
Figura 55 - Corpo de prova gerado

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

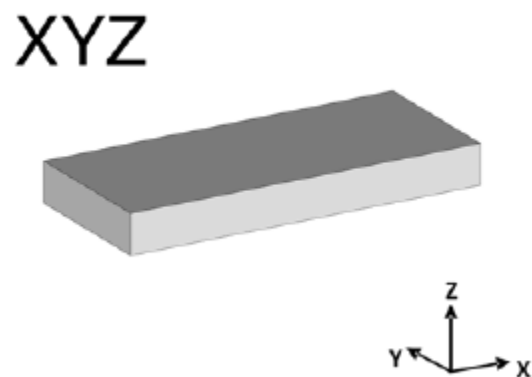
Figura 56 - Corpo de prova modelado

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

A construção (impressão) dos cps foi feita de acordo com a norma ASTM 52921: 2013 – *Standard Terminology for Additive Manufacturing-Coordinate Systems and Test Methodologies*, normativa esta que inclui termos e nomenclaturas associados a sistemas, coordenadas e metodologias de teste para tecnologias de Manufatura Aditiva estabelecendo requisitos para validação do processo de impressão, ilustrando a localização e orientação das peças através dos planos de construção que podem ser seguidas durante o processo de impressão tridimensional como mostrado na Figura 62. O plano construtivo utilizado para a fabricação dos cps foi o plano XYZ de acordo com a Figura 63, uma vez que as referências de direções de impressões XYZ e YXZ apresentam melhor resistência mecânica e alcançando ao final da impressão boa precisão dimensional no corpo impresso com tecnologia FDM (KNOOP *et al.*, 2015; SANTANA *et al.*, 2018; ROMERO *et al.*, 2019).

Figura 57 - Orientações de impressão

Fonte: adaptado de ASTM 52921, 2013.

Figura 58 - Orientação de impressão XYZ selecionado

Fonte: adaptado de ASTM 52921, 2013.

A Tabela 1 mostra os parâmetros e seus respectivos valores:

Tabela 1 - Parâmetros e valores para impressão

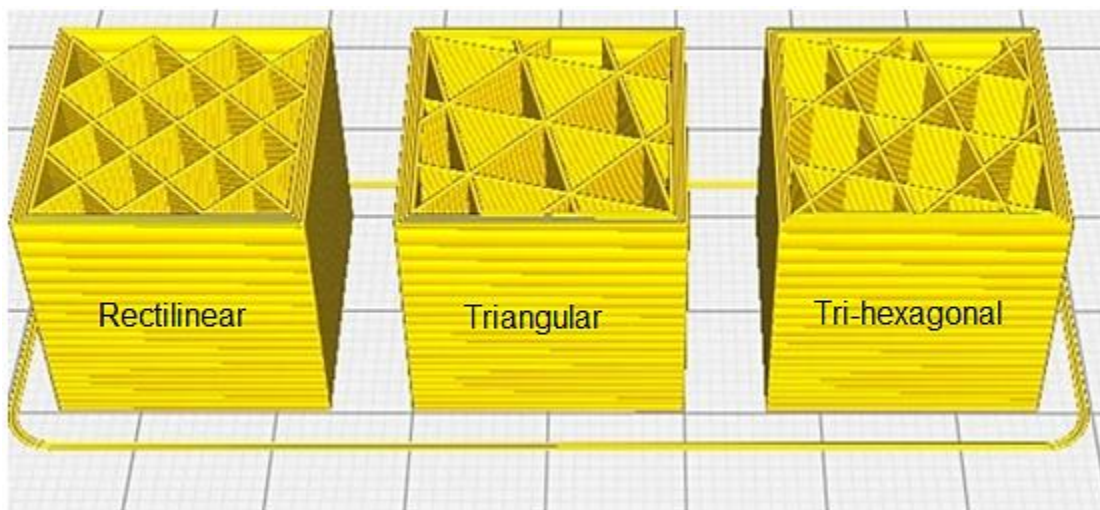
Printing Parameters	
Velocity	45 mm/s
Nozzle Temperature	245 °C
Table Temperature	85 °C
Infill Tri-hexagon	Ultimaker Cura
Print Plan	XYZ
Top Layer	3mm
Bottom Layer	3mm
First Layer	0,2 mm
Shell	4 perímetros
Layer Height	0,3mm

Source: Author (2019)

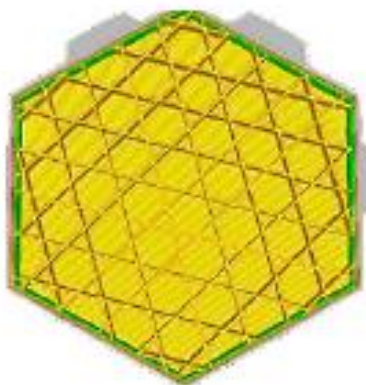
3.3.2 Impressão dos corpos de prova

Para a confecção dos corpos de prova e execução do ensaio de tração deste trabalho, foi considerado como parâmetro variável a densidade de preenchimento (*infill*) no formato de Tri-Hexagonal (Figura 64 b), obtido por meio do *software* Ultimaker Cura. Uma vez que este tipo de *infill* é considerado como um dos padrões de preenchimentos que confere maior resistência mecânica a peça impressa pela tecnologia FDM (GUPTA *et al.*, 2019; PECHO *et al.*, 2019).

Figura 59 - (a) Alguns padrões básicos de *infill* e (b) Tipo de *infill* Tri-hexagonal em detalhe



(a)



(b)

Fonte: adaptado de Thingiverse e Ultimaker Cura, 2019.

Por outro lado, para a impressão dos cps foram considerados como parâmetros fixos: (1) *Shell*; (2) *Top Layer*; (3) *Bottom Layer*; (4) Velocidade; e (5) Temperatura.

A partir da utilização da forma inicial do Filamento PETG e após definidos os parâmetros de impressão, foram gerados cps definidos em cinco diferentes grupos

(G1, G2, G3, G4 e G5) com cinco níveis de preenchimentos internos (*infill*) distintos, sendo eles: 15, 25, 50, 75 e 100%.

Conforme descrito nas Tabelas: 2, 3, 4, 5 e 6 foram gerados um total de 25 cps subdivididos em 5 grupos, sendo eles: (1) quintuplica com *infill* de 15%; (2) quintuplica com *infill* de 25%; (3) quintuplica com *infill* de 50%; (4) quintuplica com *infill* de 75% e (5) quintuplica com *infill* de 100%. Todos os cps foram impressos com a orientação de construção no Plano XYZ de acordo com a norma ASTM 52921.

Tabela 2 - Quintuplica para *infill* igual a 15% de preenchimento

Grupo 1						
Corpo de Prova	Infill	Shell	Top/Bottom Layer	Altura Camada	First Layer	Velocidade
	[%]	[Perímetros]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm/s]
1						
2						
3	15	4	3	0,3	0,2	45
4						
5						

Fonte: autor (2019)

Tabela 3 - Quintuplica para *infill* igual a 25% de preenchimento

Grupo 2						
Corpo de Prova	Infill	Shell	Top/Bottom Layer	Altura Camada	First Layer	Velocidade
	[%]	[Perímetros]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm/s]
1						
2						
3	25	4	3	0,3	0,2	45
4						
5						

Fonte: autor (2019)

Tabela 4 - Quintuplica para *infill* igual a 50% de preenchimento

Grupo 3						
Corpo de Prova	Infill	Shell	Top/Bottom Layer	Altura Camada	First Layer	Velocidade
	[%]	[Perímetros]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm/s]
1						
2						
3	50	4	3	0,3	0,2	45
4						
5						

Fonte: autor (2019)

Tabela 5 - Quintuplica para *infill* igual a 75% de preenchimento

Grupo 4						
Corpo de Prova	Infill	Shell	Top/Bottom Layer	Altura Camada	First Layer	Velocidade
	[%]	[Perímetros]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm/s]
1						
2						
3	75	4	3	0,3	0,2	45
4						
5						

Fonte: autor (2019)

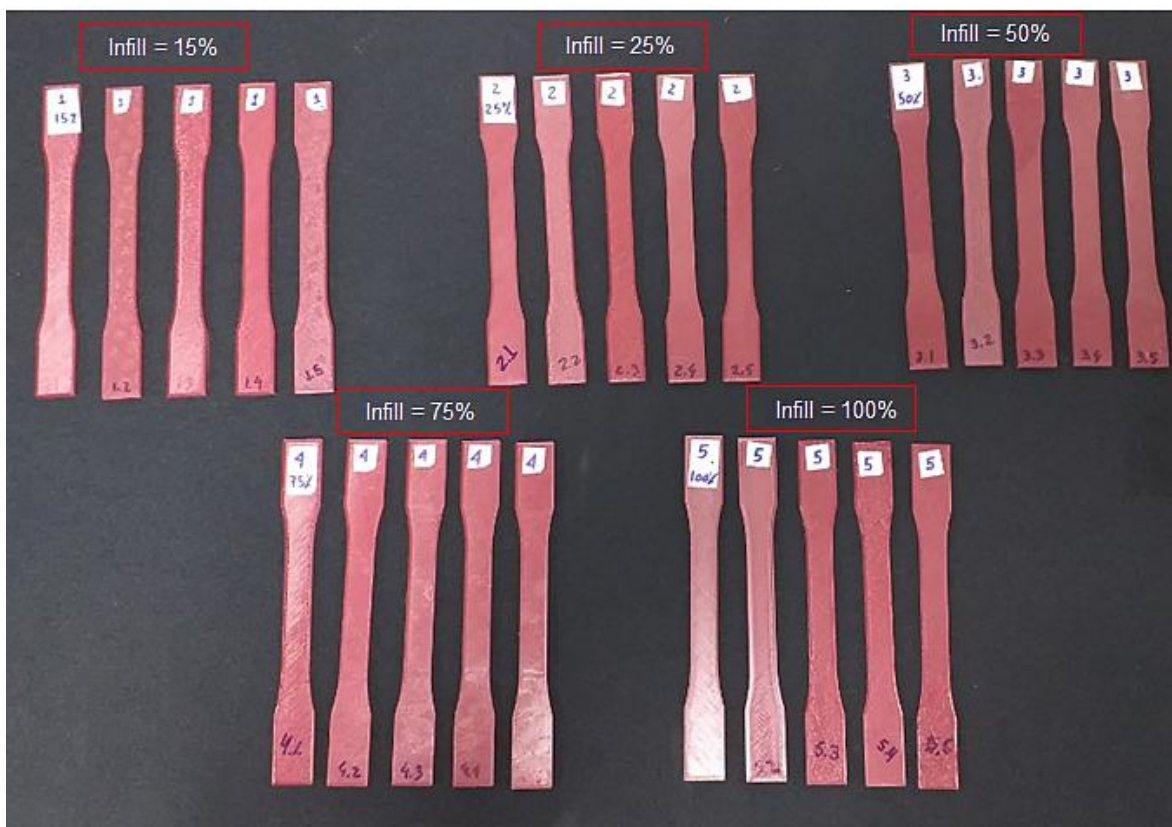
Tabela 6 - Quintuplica para *infill* igual a 100% de preenchimento

Grupo 5						
Corpo de Prova	Infill	Shell	Top/Bottom Layer	Altura Camada	First Layer	Velocidade
	[%]	[Perímetros]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm/s]
1						
2						
3	100	4	3	0,3	0,2	45
4						
5						

Fonte: autor (2019)

Ao final das impressões foi totalizado o somatório de 25 cps, como mostrado na Figura 65, sendo que cada grupo contém 5 unidades. Todos os cps foram impressos de acordo com a norma ASTM D368-14 e ASTM 52921- 13, conforme descrito no tópico 3.3.1 deste trabalho.

Figura 60 - Os 25 cps gerados divididos em 5 grupos distintos

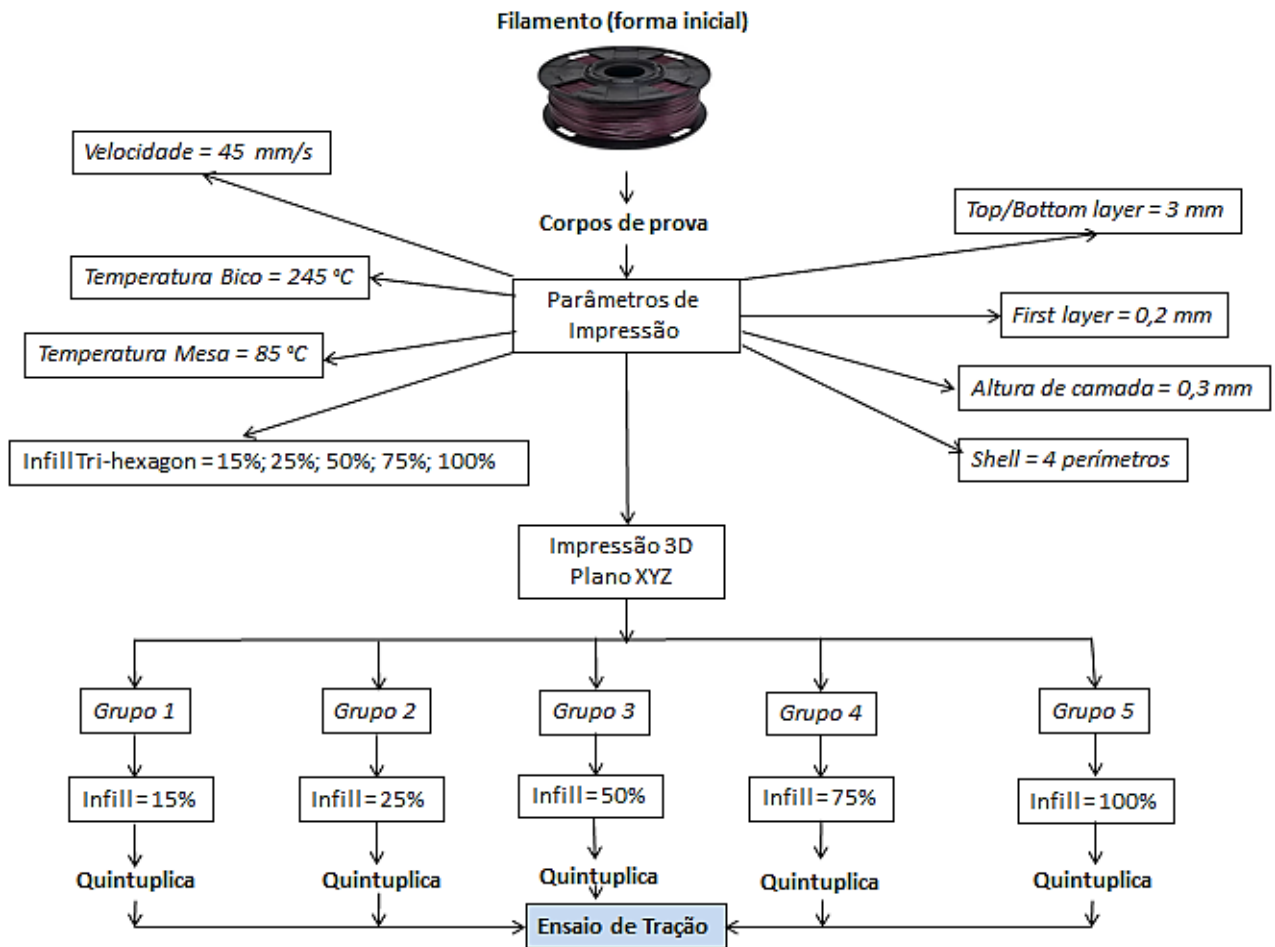


Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3.3.3 Ensaio Experimental

Para melhor compreensão da metodologia para a execução do ensaio de tração, a Figura 66 mostra um breve fluxograma visando ilustrar de maneira genérica as etapas metodológicas de análise através do ensaio de tração.

Figura 61 - Fluxograma metodologia experimental



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Desta forma, as propriedades do material avaliadas neste experimento são: (1) Tensão máxima (resistência à tração), ou seja, a máxima tensão que o material pode suportar ao ser tracionado sem apresentar algum traço de fratura interna ou externa no corpo de prova; (2) Limite ou Tensão de escoamento (0,2%), ponto onde começa o fenômeno de escoamento, tensão de início da deformação plástica, ou seja, início de deformação permanente no cp; (3) Módulo de Elasticidade ou módulo de Young, propriedade mecânica que mede a rigidez de um material sólido, ou seja, quanto maior o valor do módulo de elasticidade menor a deformação elástica resultante na aplicação de uma determinada tensão; e (4) Alongamento na ruptura (HIBBELER, 2010).

3.4 Desenvolvimento da Prótese

Para a correta modelagem do projeto foi feito o dimensionamento dos elementos construtivos como a catraca de regulagem e seleção de parafusos. Além disso, foi coletado da literatura científica as medidas e a força de preensão médias da mão humana dominante de um adulto do sexo masculino no estudo feito por Freitas (2005). Desta forma, é possível chegar ao resultado esperado (desenhos detalhados dos elementos construtivos da prótese de mão mecânica, como falanges, palma, punho, catraca de regulagem e parafusos de montagem como mostrados no Anexo deste trabalho).

3.4.1 Dados da prótese a projetar

A prótese dimensionada é uma prótese de mão mecânica projetada para ser acionada mecanicamente via flexão da articulação do pulso, sendo ela construída através da manufatura aditiva.

3.4.2 Forças no movimento da mão

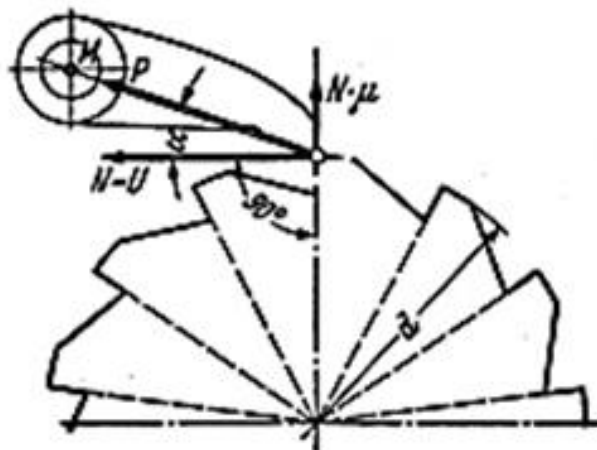
Os valores considerados para o dimensionamento dos elementos mecânicos do dispositivo foram os valores médios da Força de Preensão Palmar da mão dominante de um indivíduo adulto igual a 44,2 kgf, uma vez que estatisticamente trabalhar com valores médios são os mais indicados para esta finalidade, pois são resultados com maiores abrangências (FREITAS, 2005; DIAS *et al.*, 2010; MENDES *et al.*, 2013).

3.4.3 Acoplamento direcional

A catraca é um tipo de acoplamento direcional, é definida como um elemento que possui capacidade de travar totalmente ou parcialmente o movimento de rotação ou de escorregamento de um elemento móvel, nas duas ou apenas em uma direção (NIEMANN, 1971).

Para o projeto foi considerado a catraca de recuo bloqueado com roda dentada com flancos de dentes radiais e garras como mostrado na Figura 67. Segundo Niemann (1971), para o cálculo e construção da catraca é necessário definir o diâmetro da roda dentada (d), o número de dentes (z) e o ângulo de força da garra (α).

Figura 62 - Representação esquemática de uma catraca com roda dentada com flancos de dentes radiais e garras



Fonte: adaptado de Niemann, 1971.

3.4.3.1 Dimensionamento catraca

Dados iniciais:

Diâmetro da roda (d): 45mm

Número de dentes (z): 16

Recomenda-se que o número de dentes (z) seja um valor definido entre o intervalo de 6 a 30 (NIEMANN, 1971).

Inicialmente, para determinar as forças atuantes sobre a catraca, é necessário calcular o módulo (m) e o ângulo de divisão (φ):

- Cálculo do módulo (m)

$$d = m * z \quad (1)$$

Isolando m na eq. (1) temos:

$$m = \frac{d}{z} \quad (2)$$

Substituindo m e z na eq. (2):

$$m = \frac{45 \text{ mm}}{16}$$

$$m = 2,8 \text{ mm}$$

$$m \cong 3 \text{ mm}$$

Para fins comerciais é conveniente o arredondamento de m.

- Cálculo do ângulo de divisão da roda dentada (φ_t)

$$\varphi_t^\circ = \frac{360^\circ}{z} \quad (3)$$

$$\varphi_t^\circ = \frac{360^\circ}{16}$$

$$\varphi_t^\circ = 22,5^\circ$$

- Cálculo da Força Tangencial (U)

A força tangencial é igual à média da força de preensão palmar da mão dominante de um homem. A força de preensão considerada para o cálculo é igual a 44,2 kgf (FREITAS, 2005; DIAS *et al.*, 2010; MENDES *et al.*, 2013).

$$U = 44,2 \text{ kgf}$$

- Cálculo do Momento de Torção (M_t)

$$M_t = \frac{U * d}{2} \quad (4)$$

$$M_t = \frac{44,2 \text{ Kgf} * 0,045 \text{ m}}{2}$$

$$M_t = 0,9945 \text{ kgf} * \text{ m}$$

$$M_t = 9,8 \text{ N} * \text{ m}$$

- Cálculo da força na garra (P)

De acordo com Niemann (1971), segundo dados experimentais, para garras externas, o ângulo (α), existente entre a força normal (N) e a força na garra (P) deve obedecer uma relação pré-estabelecida. Portanto, como a garra deve ser direcionada com segurança para o interior da cavidade dos dentes da roda, mesmo existindo contato na ponta do dente, é necessário ter para a força N um ângulo $\alpha > \varrho$ em relação à força na garra P , ou seja, o cálculo deve respeitar a seguinte relação:

$$\text{tg } \alpha > \mu \quad (5)$$

Cálculo do coeficiente de atrito (μ)

Sendo $\varrho = 66^\circ$ o ângulo de atrito, o valor de μ é obtido através de a equação 6:

$$\mu = \text{tg} \varrho \quad (6)$$

$$\mu = \operatorname{tg}(66^\circ)$$

$$\mu = 2,2460$$

Para o cálculo da força na garra (P) deste projeto o ângulo definido é $\alpha = 70^\circ$.

Para a condição $\operatorname{tg} \alpha > \mu$ temos:

$$\operatorname{tg}(70^\circ) > 2,2460$$

$$2,7474 > 2,2460 \text{ (atende)}$$

Então calculando (P) temos:

$$P = \frac{U}{\cos \alpha} \quad (7)$$

$$P = \frac{44,2 \text{ kgf}}{\cos(70^\circ)}$$

$$P = 129,23 \text{ kgf}$$

- Cálculo dimensões do dente

Baseado em dados experimentais Niemann (1971), mostra a relação da altura do dente (h) e o módulo (m) como:

$$\frac{h}{m} = 0,6 \text{ a } 1,0$$

Como a catraca possui pequenas dimensões $m < 6$, é considerada a relação:

$$\frac{h}{m} = 1,0 \quad (8)$$

Isolando h na eq. (7) tem-se:

$$h = m$$

$$h = 3mm$$

Largura (s):

$$s = h$$

$$s = 3mm$$

3.4.4 Seleção dos parafusos

3.4.4.1 Parafusos das flanges

Com base no cálculo da força tangencial (U) e do momento de torção (M_t) para a montagem das flanges foi selecionado o parafuso de pasta fabricado em aço niquelado com tratamento antioxidante e com cabeça de fenda DIN M9 x 20 e M9 x 70 como mostrado na Figura 68.

Figura 63 - Parafuso de pasta aço niquelado



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3.4.4.2 Parafuso catraca

Para a fixação da catraca, também com base no cálculo da força tangencial (U) e do momento de torção (M_t) foi selecionado o parafuso cilíndrico com sextavado interno ISO 4762 – M6 x 16 com resistência a oxidação como mostrado na Figura 69.

Figura 64 - Parafuso Sextavado Interno Cabeça Cilíndrica



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

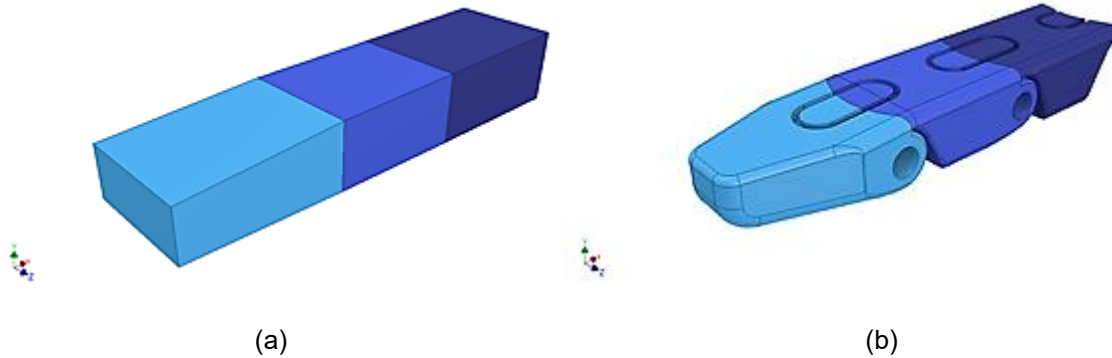
3.5 Desenvolvimento 3D CAD da prótese de mão

Para o projeto 3D CAD do dispositivo foi utilizado o *software* Autodesk Inventor profissional versão 2020 de fabricação estadunidense. Utilizando padrões de modelagem similares para concepção de uma geometria próxima de uma mão humana, principalmente em relação às medidas e aos contornos de superfícies. Inicialmente as peças constituintes do dispositivo foram construídas utilizando como base geometrias simples (retangulares) e posteriormente remodeladas de acordo com as necessidades de mobilidade para movimentação de flexão e rotação de preensão.

3.5.1 Desenvolvimento das falanges

A princípio os dedos foram construídos utilizando como base uma geometria retangular e posteriormente remodelada de acordo com as dimensões físicas das falanges, como mostrado na Figura 70, resultando na execução de movimentos de flexão e rotação para o movimento de preensão.

Figura 65 - Projeto 3D CAD da prótese (a) base geométrica retangular (b) remodelagem anatômica



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3.5.2 Desenvolvimento da palma e suporte de punho

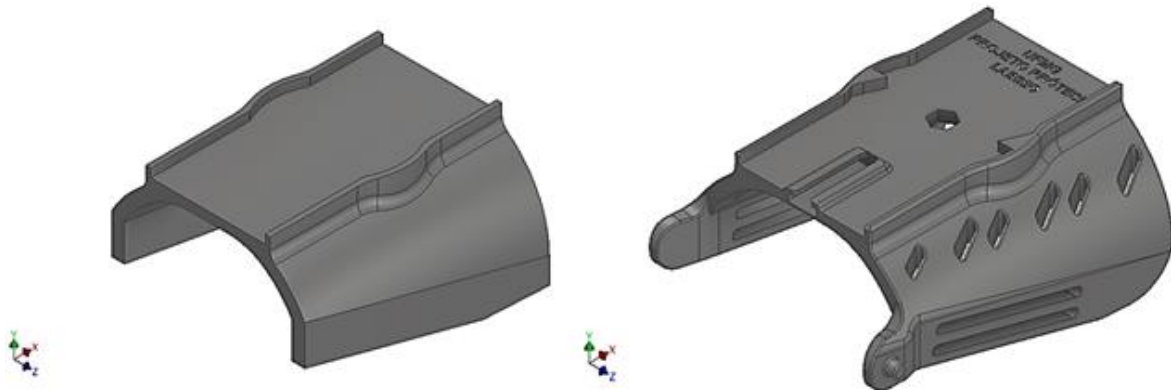
Para o desenvolvimento da região palmar e do suporte de punho alguns parâmetros de modelagem de *software* foram melhores explorados para a adaptação e ergonomia da região responsável por estabilizar o coto do usuário da prótese. Dessa forma, partindo de uma geometria simples, o uso de superfícies foi empregado com o intuito de tornar a peça mais orgânica, visual e anatomicamente, tendo como suporte splines (curvas adaptativas) para melhor conformidade na modelagem, resultando nas geometrias mostradas nas Figuras 71 e 72.

Figura 66 - Projeto 3D CAD da região Palmar da prótese



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 67 - Projeto 3D CAD do suporte do punho



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3.6 Impressão protótipo montabilidade

A fim de avaliar os aspectos dimensionais da prótese e verificar o processo de impressão FDM da impressora, foi construído um protótipo de montabilidade. Para a construção deste protótipo foram levados em consideração os parâmetros de impressão descritos na Tabela 1.

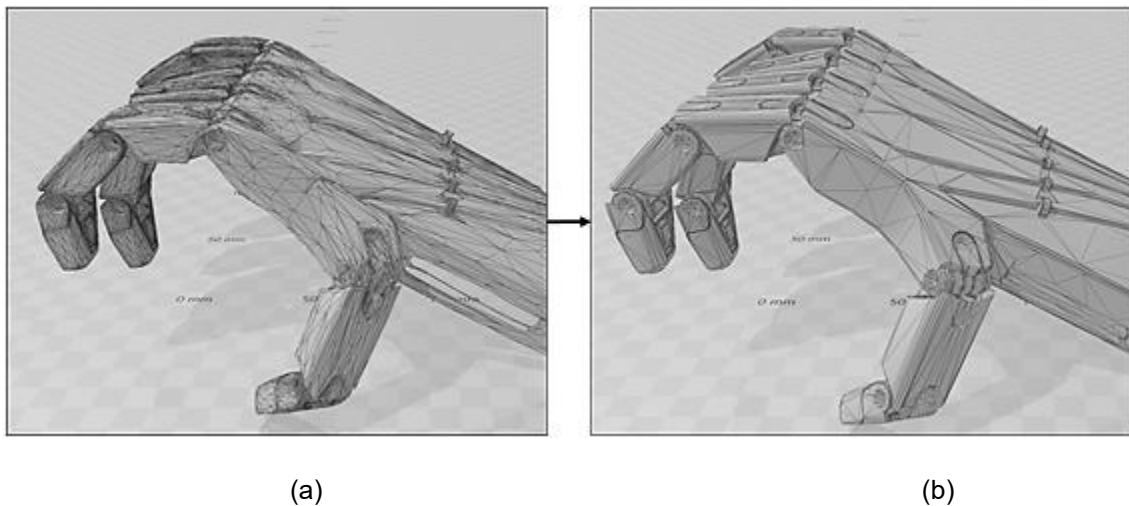
3.7 Estudo de viabilidade mecânica

Em concordância com os objetivos propostos por este trabalho, foi realizada a simulação computacional de tensões estáticas por métodos de elementos finitos a fim de aferir as respostas mecânicas da prótese quando submetida às forças de compressão ao pegar um objeto. Para a realização das simulações foi necessária à execução de três etapas principais, sendo elas a redução e adaptação do modelo da prótese para a realização da malha do objeto, a definição dos materiais componentes da prótese, a definição das constantes de fixação das forças atuantes (elementos e/ou regiões em que a força atuará) e a definição das forças de atuação no objeto.

3.7.1 Adaptação do modelo da prótese para a realização da malha do objeto

Esta etapa consiste na simplificação da malha, ou seja, reduzir a complexidade da malha da prótese original a partir de metodologias de redução da nuvem de pontos do modelo com o objetivo de permitir a formação da malha a ser trabalhada pelo estudo de elementos finitos. O modelo foi reduzido em 66,12%, de uma contagem original de 159.372 faces para 54.000 faces. A exemplificação da redução de faces pode ser visualizada na Figura 73.

Figura 68 - Redução do número de faces a partir da redução da nuvem de (a) 159.372 faces para (b) 54.000 faces.



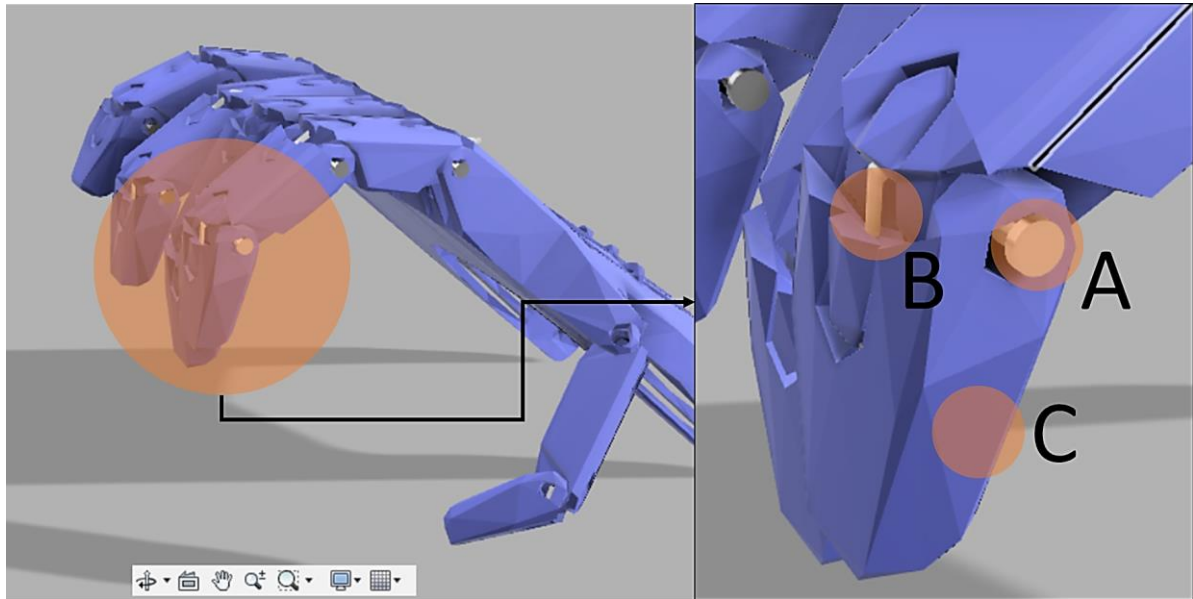
Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3.7.2 Definição dos materiais componentes da prótese

Para a realização do estudo foram utilizados o material PETG com configuração de impressão com preenchimento de 25%, parafusos de montagem constituídos em aço níquelado para junção das falanges do dispositivo protético e

linha de elevada resistência de 0,70 mm de diâmetro. A Figura 74 mostra a disposição de materiais utilizada conforme as peças descritas.

Figura 69 - Configuração dos materiais e componentes. A – Parafuso de montagem de aço niquelado, B – Linha de alta resistência; C – Corpo da prótese de PETG.

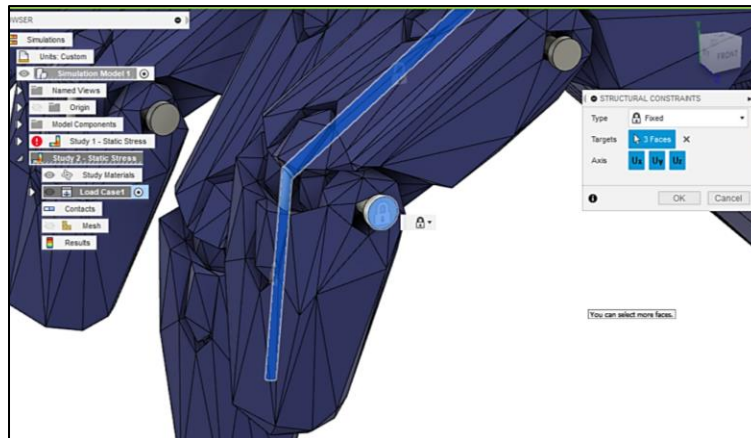


Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

3.7.3 Definição das constantes de fixação das forças atuantes e a definição das forças de atuação no objeto

Para maior proximidade com a realidade prática de utilização da prótese, as constantes de fixação (elementos e/ou regiões em que a força atuará) foram alocadas nas junções da linha de alta resistência entre as falanges e sobre os pinos de articulação de aço niquelado, conforme mostrado na Figura 75.

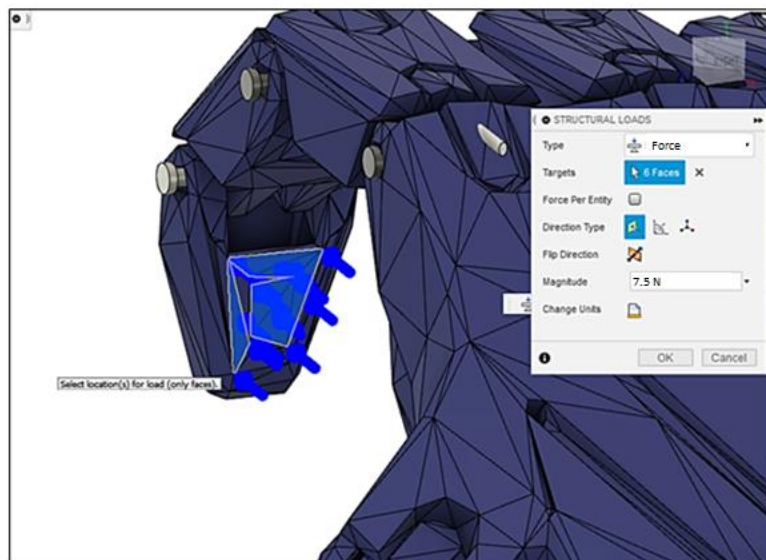
Figura 70 - Demonstração das constantes de fixação de atuação das forças



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

As forças de atuação sobre o objeto foram alocadas nas extremidades das falanges com módulo de 7,5 N, seguindo orientação (SERINA *et al.*, 1998; FERREIRA *et al.*, 2011; ROMERO *et al.*, 2019) conforme mostrado na Figura 76.

Figura 71 - Alocação das forças de atuação



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

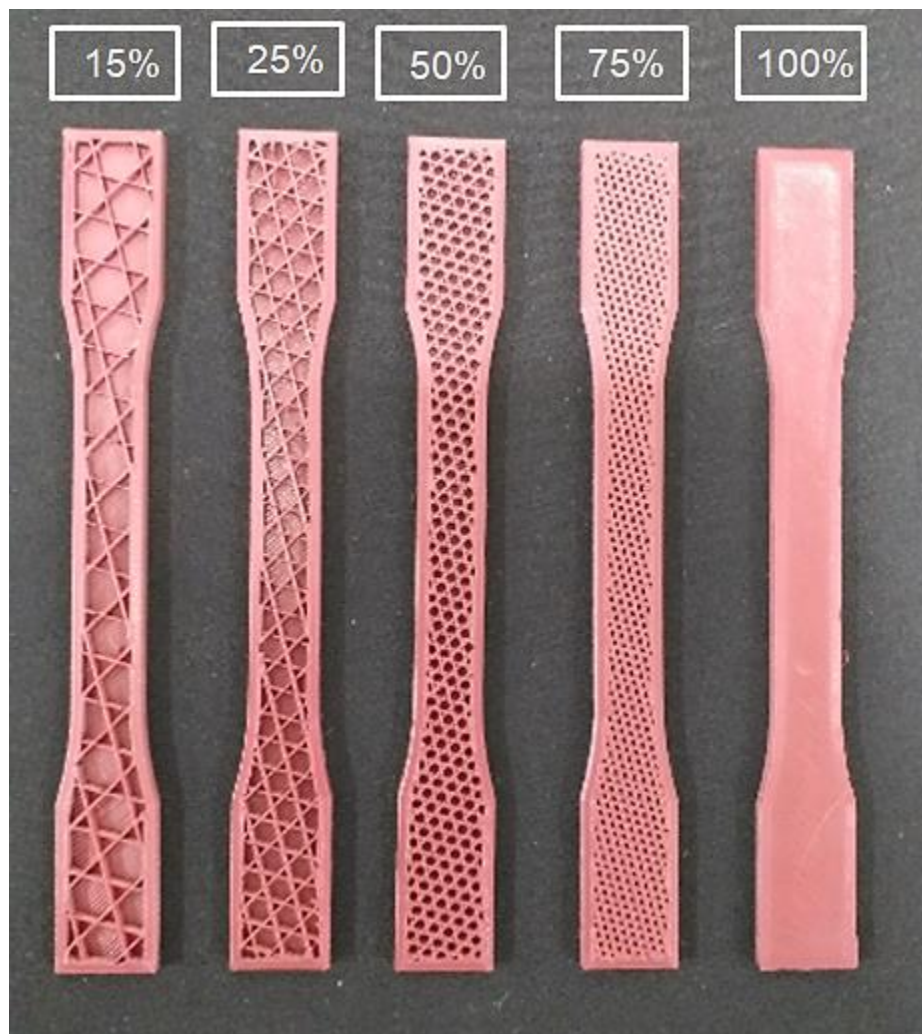
4. RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados alcançados nos testes e medições executados neste trabalho. Além disso, são feitas as análises do comportamento de cada parâmetro avaliado: padrão de preenchimento interno (*infill*), análise da seção transversal pós-ruptura, Tensão máxima, Tensão de escoamento, módulo de elasticidade, alongamento, carga estática, impressão e construção do dispositivo.

4.1 Padrão de preenchimento interno

A Figura 77 mostra o padrão de preenchimento interno para 15, 25, 50, 75 e 100% de *infill* alcançado, respectivamente. Conforme visto, a geometria interna denominada de tri-hexagonal confeccionada através do *software* CURA ULTIMAKER versão 3.6.0, está geometricamente de acordo com a definida pelo *software*, sendo esta geometria caracterizada por conferir boa resistência mecânica à peça impressa (PECHO *et al.*; DURGASHYAM *et al.*, 2019).

Figura 72 - Distribuição da geometria interna dos cps de 15, 25, 50, 75 e 100%



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

4.2 Medidas dos corpos de prova

Através do uso de um instrumento de medição denominado de micrômetro com resolução milesimal (0,001mm) da marca DIGIMESS foram coletadas as dimensões da região útil - região II (Figura 78), dos cps impressos, com o propósito de verificar se estavam dentro das dimensões definidas para a largura e a espessura na região útil conforme o estabelecido na norma ASTM D638 - 14 (Tabela 07).

Tabela 7 - Valores de Largura e Espessura na região útil do corpo de prova Tipo I norma ASTM D638 – 14

Região útil do Corpo de Prova	
Largura	Espessura
[mm]	[mm]
$13 \pm 0,5$	3.2 ± 0.4

Fonte: autor (2019)

Após coletadas as cinco medidas em cada direção, espessura e largura, na região útil, os resultados das medições e suas respectivas médias e desvios estão de acordo com as dimensões propostas pela norma conforme mostrados nas Tabelas 8 a 12.

Figura 73 - Representação das regiões I, II e III do cp



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Tabela 8 - Resultado das medições da região útil para infill de 15%

Grupo 1				
Corpo de Prova	Sequência de medição	a₀ [mm]	b₀ [mm]	S₀ [mm²]
1.1	1 ^a	13,12	3,09	40,54
	2 ^a	13,03	3,05	39,74
	3 ^a	13,04	3,06	39,90
	4 ^a	13,04	3,07	40,03
	5 ^a	13,04	3,04	39,64
Média (x)		13,05	3,06	39,97
Desvio (s)		0,04	0,02	0,35
1.2	1 ^a	13,13	3,07	40,31
	2 ^a	13,04	3,07	40,03
	3 ^a	13,05	3,08	40,19
	4 ^a	13,04	3,09	40,29
	5 ^a	13,04	3,04	39,64
Média (x)		13,06	3,07	40,09
Desvio (s)		0,04	0,02	0,28
1.3	1 ^a	13,08	3,05	39,89
	2 ^a	13,02	3,07	39,97
	3 ^a	13,01	3,06	39,81
	4 ^a	13,04	3,06	39,90
	5 ^a	13,12	3,09	40,54
Média (x)		13,05	3,07	40,02
Desvio (s)		0,05	0,02	0,29
1.4	1 ^a	13,20	3,20	42,24
	2 ^a	12,89	3,20	41,25
	3 ^a	12,92	3,17	40,96
	4 ^a	12,96	3,19	41,34
	5 ^a	13,01	3,22	41,89
Média (x)		13,00	3,20	41,54
Desvio (s)		0,12	0,02	0,52
1.5	1 ^a	13,11	3,14	41,17
	2 ^a	13,04	3,14	40,95
	3 ^a	13,05	3,12	40,72
	4 ^a	13,05	3,11	40,59
	5 ^a	13,10	3,09	40,48
Média (x)		13,07	3,12	40,78
Desvio (s)		0,03	0,02	0,28

Fonte: autor (2019)

Tabela 9 - Resultado das medições da região útil para infill de 25%

Grupo 2				
Corpo de Prova	Sequência de medição	a₀ [mm]	b₀ [mm]	S₀ [mm ²]
2.1	1 ^a	13,24	2,89	38,26
	2 ^a	13,12	2,88	37,79
	3 ^a	13,10	2,84	37,20
	4 ^a	13,10	2,85	37,34
	5 ^a	13,26	2,84	37,66
Média (x)		13,16	2,86	37,65
Desvio (s)		0,08	0,02	0,42
2.2	1 ^a	13,20	3,00	39,60
	2 ^a	13,24	3,00	39,72
	3 ^a	13,24	3,00	39,72
	4 ^a	13,22	3,00	39,66
	5 ^a	13,18	2,99	39,41
Média (x)		13,22	3,00	39,62
Desvio (s)		0,03	0,00	0,13
2.3	1 ^a	13,29	3,23	42,93
	2 ^a	13,02	3,24	42,18
	3 ^a	13,08	3,24	42,38
	4 ^a	13,04	3,23	42,12
	5 ^a	13,28	3,18	42,23
Média (x)		13,14	3,22	42,37
Desvio (s)		0,13	0,03	0,33
2.4	1 ^a	13,25	2,81	37,23
	2 ^a	13,13	2,80	36,76
	3 ^a	13,20	2,81	37,09
	4 ^a	13,12	2,81	36,87
	5 ^a	13,20	2,80	36,96
Média (x)		13,18	2,81	36,98
Desvio (s)		0,05	0,01	0,18
2.5	1 ^a	13,23	3,03	40,09
	2 ^a	13,03	3,01	39,22
	3 ^a	13,14	2,98	39,16
	4 ^a	13,17	3,00	39,51
	5 ^a	13,01	3,00	39,03
Média (x)		13,12	3,00	39,40
Desvio (s)		0,09	0,02	0,42

Fonte: autor (2019)

Tabela 10 - Resultado das medições da região útil para infill de 50%

Grupo 3				
Corpo de Prova	Sequência de medição	a₀ [mm]	b₀ [mm]	S₀ [mm²]
3.1	1 ^a	13,22	2,83	37,41
	2 ^a	13,02	2,83	36,85
	3 ^a	13,05	2,83	36,93
	4 ^a	13,00	2,83	36,79
	5 ^a	13,15	2,92	38,40
Média (x)		13,09	2,85	37,28
Desvio (s)		0,09	0,04	0,67
3.2	1 ^a	13,23	3,16	41,81
	2 ^a	13,06	3,13	40,88
	3 ^a	13,09	3,15	41,23
	4 ^a	13,06	3,19	41,66
	5 ^a	13,26	3,21	42,56
Média (x)		13,14	3,17	41,63
Desvio (s)		0,10	0,03	0,64
3.3	1 ^a	13,26	2,90	38,45
	2 ^a	13,15	2,93	38,53
	3 ^a	13,14	2,89	37,97
	4 ^a	13,17	2,91	38,32
	5 ^a	13,20	2,89	38,15
Média (x)		13,18	2,90	38,29
Desvio (s)		0,05	0,02	0,23
3.4	1 ^a	13,17	2,99	39,38
	2 ^a	13,11	3,01	39,46
	3 ^a	13,03	3,01	39,22
	4 ^a	13,04	3,00	39,12
	5 ^a	13,01	3,05	39,68
Média (x)		13,07	3,01	39,37
Desvio (s)		0,07	0,02	0,22
3.5	1 ^a	13,18	3,12	41,12
	2 ^a	13,13	3,10	40,70
	3 ^a	13,05	3,05	39,80
	4 ^a	13,09	3,07	40,19
	5 ^a	13,01	3,15	40,98
Média (x)		13,09	3,10	40,56
Desvio (s)		0,07	0,04	0,55

Fonte: autor (2019)

Tabela 11 - Resultado das medições da região útil para infill de 75%

Grupo 4				
Corpo de Prova	Sequência de medição	a₀ [mm]	b₀ [mm]	S₀ [mm²]
4.1	1 ^a	13,20	2,80	36,96
	2 ^a	13,12	2,80	36,74
	3 ^a	13,16	2,81	36,98
	4 ^a	13,17	2,80	36,88
	5 ^a	13,30	2,82	37,51
Média (x)		13,19	2,81	37,01
Desvio (s)		0,07	0,01	0,29
4.2	1 ^a	13,20	3,05	40,26
	2 ^a	12,96	3,08	39,92
	3 ^a	12,97	3,06	39,69
	4 ^a	12,91	3,03	39,12
	5 ^a	12,92	2,97	38,37
Média (x)		12,99	3,04	39,47
Desvio (s)		0,12	0,04	0,74
4.3	1 ^a	13,21	2,85	37,65
	2 ^a	13,20	2,86	37,75
	3 ^a	13,17	2,80	36,88
	4 ^a	13,14	2,80	36,79
	5 ^a	13,17	2,82	37,14
Média (x)		13,18	2,83	37,24
Desvio (s)		0,03	0,03	0,44
4.4	1 ^a	13,01	2,81	36,56
	2 ^a	13,15	2,80	36,82
	3 ^a	13,21	2,82	37,25
	4 ^a	13,20	2,80	36,96
	5 ^a	13,27	2,81	37,29
Média (x)		13,17	2,81	36,98
Desvio (s)		0,10	0,01	0,31
4.5	1 ^a	13,29	2,81	37,34
	2 ^a	13,16	2,80	36,85
	3 ^a	13,13	2,80	36,76
	4 ^a	13,21	2,81	37,12
	5 ^a	13,18	2,82	37,17
Média (x)		13,19	2,81	37,05
Desvio (s)		0,06	0,01	0,24

Fonte: autor (2019)

Tabela 12 - Resultado das medições da região útil para infill de 100%

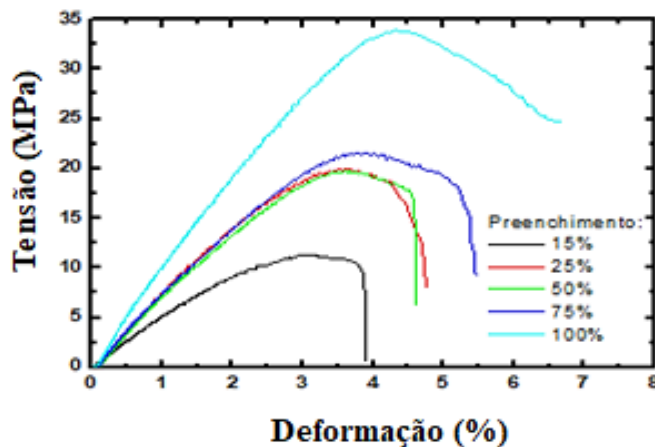
Grupo 5				
Corpo de Prova	Sequência de medição	a₀ [mm]	b₀ [mm]	S₀ [mm²]
5.1	1 ^a	13,22	2,87	37,94
	2 ^a	13,20	2,88	38,02
	3 ^a	13,22	2,80	37,02
	4 ^a	13,15	2,80	36,82
	5 ^a	13,08	2,81	36,75
Média (x)		13,17	2,83	37,31
Desvio (s)		0,06	0,04	0,62
5.2	1 ^a	13,12	3,24	42,51
	2 ^a	13,13	3,17	41,62
	3 ^a	13,18	3,03	39,94
	4 ^a	13,17	2,94	38,72
	5 ^a	13,26	2,89	38,32
Média (x)		13,17	3,05	40,22
Desvio (s)		0,06	0,15	1,81
5.3	1 ^a	13,06	2,81	36,70
	2 ^a	13,01	2,87	37,34
	3 ^a	13,02	2,82	36,72
	4 ^a	13,13	2,80	36,76
	5 ^a	13,13	2,83	37,16
Média (x)		13,07	2,83	36,94
Desvio (s)		0,06	0,03	0,29
5.4	1 ^a	13,08	3,47	45,39
	2 ^a	12,96	3,30	42,77
	3 ^a	12,89	3,36	43,31
	4 ^a	12,91	3,29	42,47
	5 ^a	12,80	3,29	42,11
Média (x)		12,93	3,34	43,21
Desvio (s)		0,10	0,08	1,29
5.5	1 ^a	13,29	3,32	44,12
	2 ^a	13,12	3,25	42,64
	3 ^a	13,03	3,19	41,57
	4 ^a	13,00	3,04	39,52
	5 ^a	13,16	3,02	39,74
Média (x)		13,12	3,16	41,52
Desvio (s)		0,12	0,13	1,95

Fonte: autor (2019)

4.3 Ensaio de tração

Dos cinco ensaios realizados para cada grupo de amostras com *infill* de 15, 25, 50, 75 e 100%, encontram-se representados na Figura 79 os resultados das amostras cujos valores de tensão máxima obtidos nos ensaios situaram-se mais próximos a média do grupo correspondente. As curvas tensão-deformação individuais de cada amostra, por grupo, são apresentadas no Apêndice A. Os valores das propriedades mecânicas dos materiais obtidos por meio do ensaio de tração são apresentados nas Tabelas 13, 14, 15, 16 e 17. Na Tabela 18 são apresentados os resultados sintetizados das propriedades mecânicas obtidas por meio dos ensaios de tração realizados.

Figura 74 - Curvas tensão-deformação de engenharia para os diferentes níveis de preenchimento interno de 15, 25, 50, 75 e 100%.



Fonte: elaborado pelo autor (2019),

Pelos resultados apresentados, é possível perceber uma correlação positiva entre o nível de preenchimento interno das amostras de PETG e as suas propriedades mecânicas, sendo observados aumentos no alongamento relativo, limite de escoamento, limite de resistência à tração e rigidez. É importante ressaltar que os valores de rigidez obtidos pela inclinação da curva tensão-deformação no regime elástico, para o caso presente, não se relacionam diretamente com o módulo

de elasticidade do PETG (estimado em aproximadamente 1GPa em amostras impressas) devido à variação nos padrões de preenchimento empregada na impressão de cada grupo de amostras.

Os valores observados para o limite de escoamento e limite de resistência à tração são também reflexo da estrutura interna gerada em cada grupo de amostras. Com padrões de preenchimento mais elevados tem-se uma de seção transversal efetiva superior e, conseqüentemente, maior resistência à tração. O maior nível de preenchimento confere às amostras, ainda, maior capacidade de absorção de energia de deformação, o que se pode perceber pelo aumento da tenacidade à tração e alongamento máximo.

Tabela 13 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 15%

Grupo 1 (15%)								
Corpo de Prova	Sequência de medição	a ₀ [mm]	b ₀ [mm]	S ₀ [mm ²]	Tensão Máxima [MPa]	Tensão de Escoamento [MPa]	Módulo de Elásticidade [MPa]	Alongamento na Ruptura [%]
1.1	1 ^a	13,12	3,09	40,54	11,01	6,82	256,41	8,70
	2 ^a	13,03	3,05	39,74				
	3 ^a	13,04	3,06	39,90				
	4 ^a	13,04	3,07	40,03				
	5 ^a	13,04	3,04	39,64				
	Média (x)	13,05	3,06	39,97				
Desvio (s)	0,04	0,02	0,35					
1.2	1 ^a	13,13	3,07	40,31	16,43	11,88	229,93	13,94
	2 ^a	13,04	3,07	40,03				
	3 ^a	13,05	3,08	40,19				
	4 ^a	13,04	3,09	40,29				
	5 ^a	13,04	3,04	39,64				
	Média (x)	13,06	3,07	40,09				
Desvio (s)	0,04	0,02	0,28					
1.3	1 ^a	13,08	3,05	39,89	9,96	5,59	233,08	8,09
	2 ^a	13,02	3,07	39,97				
	3 ^a	13,01	3,06	39,81				
	4 ^a	13,04	3,06	39,90				
	5 ^a	13,12	3,09	40,54				
	Média (x)	13,05	3,07	40,02				
Desvio (s)	0,05	0,02	0,29					
1.4	1 ^a	13,20	3,20	42,24	8,91	4,81	199,78	9,24
	2 ^a	12,89	3,20	41,25				
	3 ^a	12,92	3,17	40,96				
	4 ^a	12,96	3,19	41,34				
	5 ^a	13,01	3,22	41,89				
	Média (x)	13,00	3,20	41,54				
Desvio (s)	0,12	0,02	0,52					
1.5	1 ^a	13,11	3,14	41,17	11,36	7,69	245,33	7,76
	2 ^a	13,04	3,14	40,95				
	3 ^a	13,05	3,12	40,72				
	4 ^a	13,05	3,11	40,59				
	5 ^a	13,10	3,09	40,48				
	Média (x)	13,07	3,12	40,78				
Desvio (s)	0,03	0,02	0,28					
Média (X)					11,53	7,36	232,91	9,55
Desvio (S)					2,90	2,76	21,29	2,52

Fonte: autor (2019)

Tabela 14 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 25%

Grupo 2 (25%)								
Corpo de Prova	Sequência de medição	a ₀ [mm]	b ₀ [mm]	S ₀ [mm ²]	Tensão Máxima [MPa]	Tensão de Escoamento [MPa]	Módulo de Elásticidade [MPa]	Alongamento na Ruptura [%]
2.1	1 ^a	13,24	2,89	38,26				
	2 ^a	13,12	2,88	37,79				
	3 ^a	13,10	2,84	37,20				
	4 ^a	13,10	2,85	37,34	22,21	15,26	593,41	6,69
	5 ^a	13,26	2,84	37,66				
	Média (x)	13,16	2,86	37,65				
	Desvio (s)	0,08	0,02	0,42				
2.2	1 ^a	13,20	3,00	39,60				
	2 ^a	13,24	3,00	39,72				
	3 ^a	13,24	3,00	39,72				
	4 ^a	13,22	3,00	39,66	20,90	14,66	559,78	6,59
	5 ^a	13,18	2,99	39,41				
	Média (x)	13,22	3,00	39,62				
	Desvio (s)	0,03	0,00	0,13				
2.3	1 ^a	13,29	3,23	42,93				
	2 ^a	13,02	3,24	42,18				
	3 ^a	13,08	3,24	42,38				
	4 ^a	13,04	3,23	42,12	18,73	13,40	499,61	6,54
	5 ^a	13,28	3,18	42,23				
	Média (x)	13,14	3,22	42,37				
	Desvio (s)	0,13	0,03	0,33				
2.4	1 ^a	13,25	2,81	37,23				
	2 ^a	13,13	2,80	36,76				
	3 ^a	13,20	2,81	37,09				
	4 ^a	13,12	2,81	36,87	21,99	13,94	591,08	6,67
	5 ^a	13,20	2,80	36,96				
	Média (x)	13,18	2,81	36,98				
	Desvio (s)	0,05	0,01	0,18				
2.5	1 ^a	13,23	3,03	40,09				
	2 ^a	13,03	3,01	39,22				
	3 ^a	13,14	2,98	39,16				
	4 ^a	13,17	3,00	39,51	19,58	13,67	518,81	8,13
	5 ^a	13,01	3,00	39,03				
	Média (x)	13,12	3,00	39,40				
	Desvio (s)	0,09	0,02	0,42				
Média (X)					20,68	14,19	552,54	6,92
Desvio (S)					1,51	0,76	42,27	0,68

Fonte: autor (2019)

Tabela 15 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 50%

Grupo 3 (50%)								
Corpo de Prova	Sequência de medição	a ₀ [mm]	b ₀ [mm]	S ₀ [mm ²]	Tensão Máxima [MPa]	Tensão de Escoamento [MPa]	Módulo de Elástica [MPa]	Alongamento na Ruptura [%]
3.1	1 ^a	13,22	2,83	37,41	22,02	15,40	568,35	6,57
	2 ^a	13,02	2,83	36,85				
	3 ^a	13,05	2,83	36,93				
	4 ^a	13,00	2,83	36,79				
	5 ^a	13,15	2,92	38,40				
	Média (x)	13,09	2,85	37,28				
Desvio (s)	0,09	0,04	0,67					
3.2	1 ^a	13,23	3,16	41,81	21,12	15,01	567,59	9,48
	2 ^a	13,06	3,13	40,88				
	3 ^a	13,09	3,15	41,23				
	4 ^a	13,06	3,19	41,66				
	5 ^a	13,26	3,21	42,56				
	Média (x)	13,14	3,17	41,63				
Desvio (s)	0,10	0,03	0,64					
4.3	1 ^a	13,26	2,90	38,45	23,40	15,98	641,23	6,94
	2 ^a	13,15	2,93	38,53				
	3 ^a	13,14	2,89	37,97				
	4 ^a	13,17	2,91	38,32				
	5 ^a	13,20	2,89	38,15				
	Média (x)	13,18	2,90	38,29				
Desvio (s)	0,05	0,02	0,23					
4.4	1 ^a	13,17	2,99	39,38	22,55	16,08	573,52	7,46
	2 ^a	13,11	3,01	39,46				
	3 ^a	13,03	3,01	39,22				
	4 ^a	13,04	3,00	39,12				
	5 ^a	13,01	3,05	39,68				
	Média (x)	13,07	3,01	39,37				
Desvio (s)	0,07	0,02	0,22					
4.5	1 ^a	13,18	3,12	41,12	21,14	14,15	568,17	7,43
	2 ^a	13,13	3,10	40,70				
	3 ^a	13,05	3,05	39,80				
	4 ^a	13,09	3,07	40,19				
	5 ^a	13,01	3,15	40,98				
	Média (x)	13,09	3,10	40,56				
Desvio (s)	0,07	0,04	0,55					
Média (X)					22,05	15,32	583,77	7,58
Desvio (S)					0,97	0,79	32,21	1,13

Fonte: autor (2019)

Tabela 16 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 75%

Grupo 4 (75%)								
Corpo de Prova	Sequência de medição	a ₀ [mm]	b ₀ [mm]	S ₀ [mm ²]	Tensão Máxima [MPa]	Tensão de Escoamento [MPa]	Módulo de Elásticidade [MPa]	Alongamento na Ruptura [%]
4.1	1 ^a	13,20	2,80	36,96	24,13	16,67	642,41	6,67
	2 ^a	13,12	2,80	36,74				
	3 ^a	13,16	2,81	36,98				
	4 ^a	13,17	2,80	36,88				
	5 ^a	13,30	2,82	37,51				
Média (x)		13,19	2,81	37,01				
Desvio (s)		0,07	0,01	0,29				
4.2	1 ^a	13,20	3,05	40,26	20,25	12,89	548,74	7,92
	2 ^a	12,96	3,08	39,92				
	3 ^a	12,97	3,06	39,69				
	4 ^a	12,91	3,03	39,12				
	5 ^a	12,92	2,97	38,37				
Média (x)		12,99	3,04	39,47				
Desvio (s)		0,12	0,04	0,74				
4.3	1 ^a	13,21	2,85	37,65	23,97	18,13	566,33	7,68
	2 ^a	13,20	2,86	37,75				
	3 ^a	13,17	2,80	36,88				
	4 ^a	13,14	2,80	36,79				
	5 ^a	13,17	2,82	37,14				
Média (x)		13,18	2,83	37,24				
Desvio (s)		0,03	0,03	0,44				
4.4	1 ^a	13,01	2,81	36,56	25,54	17,10	624,79	6,12
	2 ^a	13,15	2,80	36,82				
	3 ^a	13,21	2,82	37,25				
	4 ^a	13,20	2,80	36,96				
	5 ^a	13,27	2,81	37,29				
Média (x)		13,17	2,81	36,98				
Desvio (s)		0,10	0,01	0,31				
4.5	1 ^a	13,29	2,81	37,34	25,11	16,87	607,54	7,26
	2 ^a	13,16	2,80	36,85				
	3 ^a	13,13	2,80	36,76				
	4 ^a	13,21	2,81	37,12				
	5 ^a	13,18	2,82	37,17				
Média (x)		13,19	2,81	37,05				
Desvio (s)		0,06	0,01	0,24				
Média (X)					23,80	16,33	598,0	7,13
Desvio (S)					2,09	2,00	39,40	0,74

Fonte: autor (2019)

Tabela 17 - Resultados alcançados no ensaio de tração para infill de 100%

Grupo 5 (100%)								
Corpo de Prova	Sequência de medição	a ₀ [mm]	b ₀ [mm]	S ₀ [mm ²]	Tensão Máxima [MPa]	Tensão de Escoamento [MPa]	Módulo de Elásticidade [MPa]	Alongamento na Ruptura [%]
5.1	1 ^a	13,22	2,87	37,94	39,01	27,31	908,87	10,31
	2 ^a	13,20	2,88	38,02				
	3 ^a	13,22	2,80	37,02				
	4 ^a	13,15	2,80	36,82				
	5 ^a	13,08	2,81	36,75				
Média (x)		13,17	2,83	37,31				
Desvio (s)		0,06	0,04	0,62				
5.2	1 ^a	13,12	3,24	42,51	38,91	25,04	833,36	7,28
	2 ^a	13,13	3,17	41,62				
	3 ^a	13,18	3,03	39,94				
	4 ^a	13,17	2,94	38,72				
	5 ^a	13,26	2,89	38,32				
Média (x)		13,17	3,05	40,22				
Desvio (s)		0,06	0,15	1,81				
5.3	1 ^a	13,06	2,81	36,70	38,13	23,39	787,61	10,35
	2 ^a	13,01	2,87	37,34				
	3 ^a	13,02	2,82	36,72				
	4 ^a	13,13	2,80	36,76				
	5 ^a	13,13	2,83	37,16				
Média (x)		13,07	2,83	36,94				
Desvio (s)		0,06	0,03	0,29				
5.4	1 ^a	13,08	3,47	45,39	33,55	21,46	757,44	11,92
	2 ^a	12,96	3,30	42,77				
	3 ^a	12,89	3,36	43,31				
	4 ^a	12,91	3,29	42,47				
	5 ^a	12,80	3,29	42,11				
Média (x)		12,93	3,34	43,21				
Desvio (s)		0,10	0,08	1,29				
5.5	1 ^a	13,29	3,32	44,12	39,28	30,97	702,98	11,91
	2 ^a	13,12	3,25	42,64				
	3 ^a	13,03	3,19	41,57				
	4 ^a	13,00	3,04	39,52				
	5 ^a	13,16	3,02	39,74				
Média (x)		13,12	3,16	41,52				
Desvio (s)		0,12	0,13	1,95				
Média (X)					37,78	25,63	798,05	10,35
Desvio (S)					2,40	3,68	77,98	1,89

Fonte: autor (2019)

Tabela 18 - Resultados médios obtidos do ensaio de tração

Grupo	Tensão Máxima [MPa]	Tensão de Escoamento [MPa]	Módulo de Elasticidade [MPa]	Alongamento na Ruptura [%]
1	11,53	7,36	232,91	9,55
2	20,68	14,19	552,54	6,92
3	22,05	15,32	583,77	7,58
4	23,80	16,33	598,00	7,98
5	37,78	25,63	798,05	10,35

Fonte: autor (2019)

4.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

As imagens digitais, geradas através do MEV, da estrutura superficial das seções rompidas do PETG, são apresentadas nas Figuras 80 a 84.

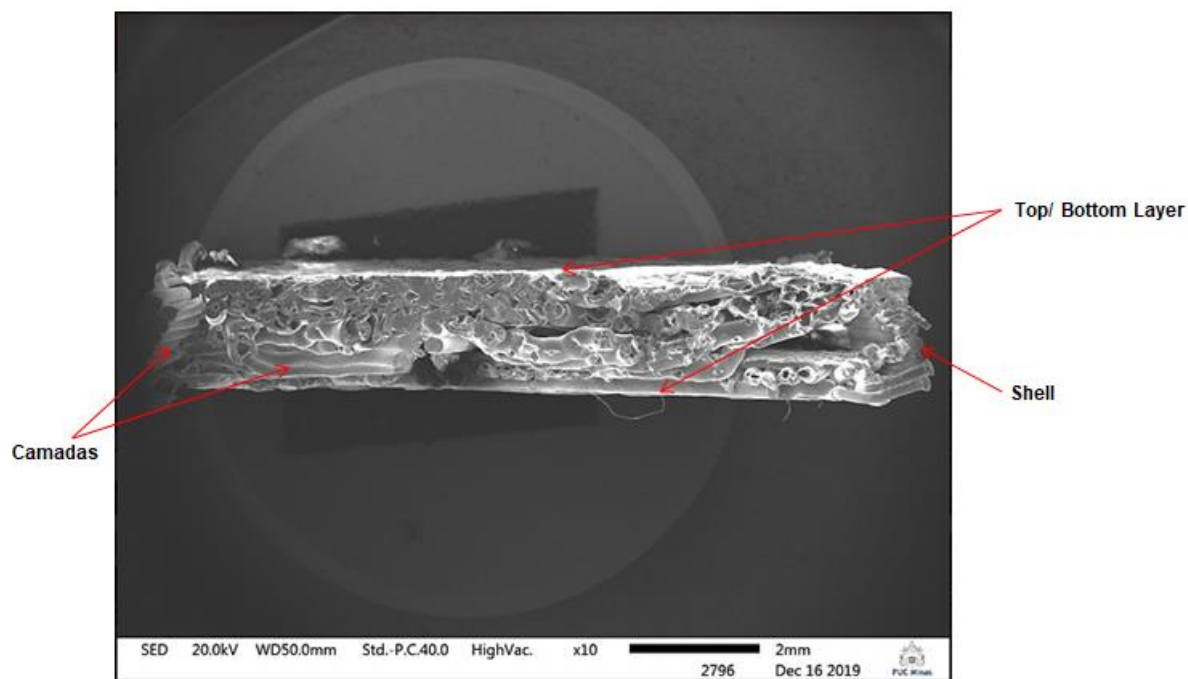
A primeira análise da seção transversal rompida das amostras depois de feito o ensaio de tração é que para as diferentes condições de impressão há existência de suaves deslocamentos de camadas referentes à deposição de material. É possível perceber em cada um dos cps selecionados individualmente dos cinco ensaios realizados para amostras com *infill* de 15, 25, 50, 75 e 100%, nas imagens geradas da seção transversal, pequenos deslocamentos nas linhas referentes às camadas de preenchimento interno e das camadas laterais (*shells*) após a ruptura dos cps. Outra diferença é a região de ruptura final. Para as amostras com maior porcentagem de *infill* esta região está suavemente deslocada da região central da seção transversal. Essa diferenciação da região de ruptura final entre as amostras, além de pode ser provocada pela carga uniaxial aplicada pelo equipamento de ensaio de tração, pode ser também causa pelas diferentes porcentagens de preenchimento interno.

Além disso, é possível perceber também nas imagens referentes à microestrutura a disposição dos reticulados internos variando de acordo com suas

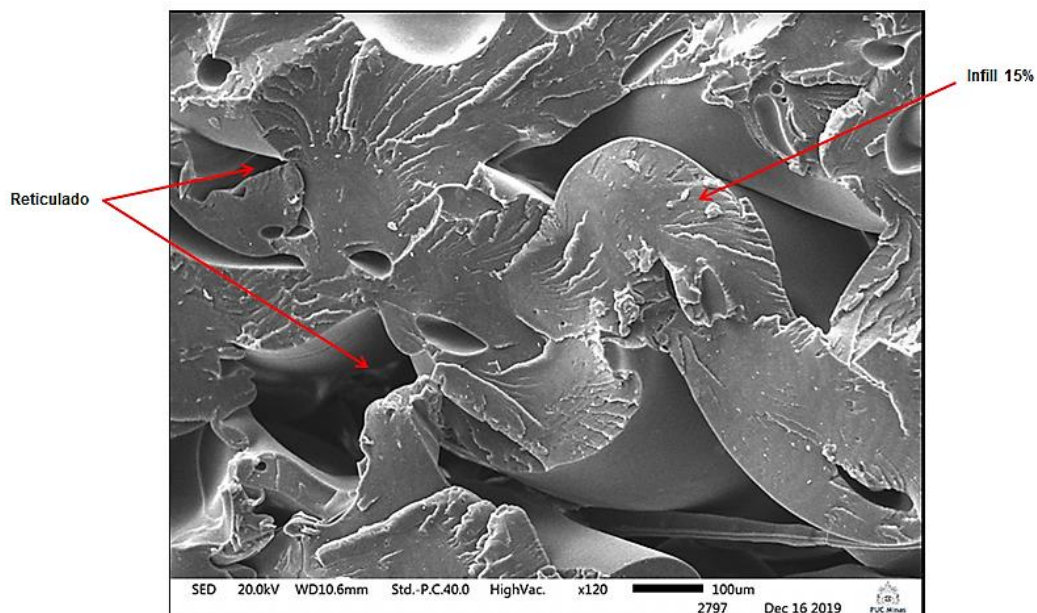
concentrações. Isso acontece devido a sua densidade de preenchimento interno. Ademais, é possível verificar também o deslocamento dos reticulados que constituem a região interna da seção transversal, isto é devido a deformação plástica (deformações permanentes) provocada na estrutura por consequência do valor da carga axial aplicada pela máquina de ensaio de tração.

As Figuras 80 a 84 mostram para amostras 15, 25, 50, 75 e 100% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top/Bottom Layer*; e (b) *infill* e os reticulados interno.

Figura 75 - Para amostra de 15% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top/Bottom Layer*; e (b) *infill* e os reticulados interno.



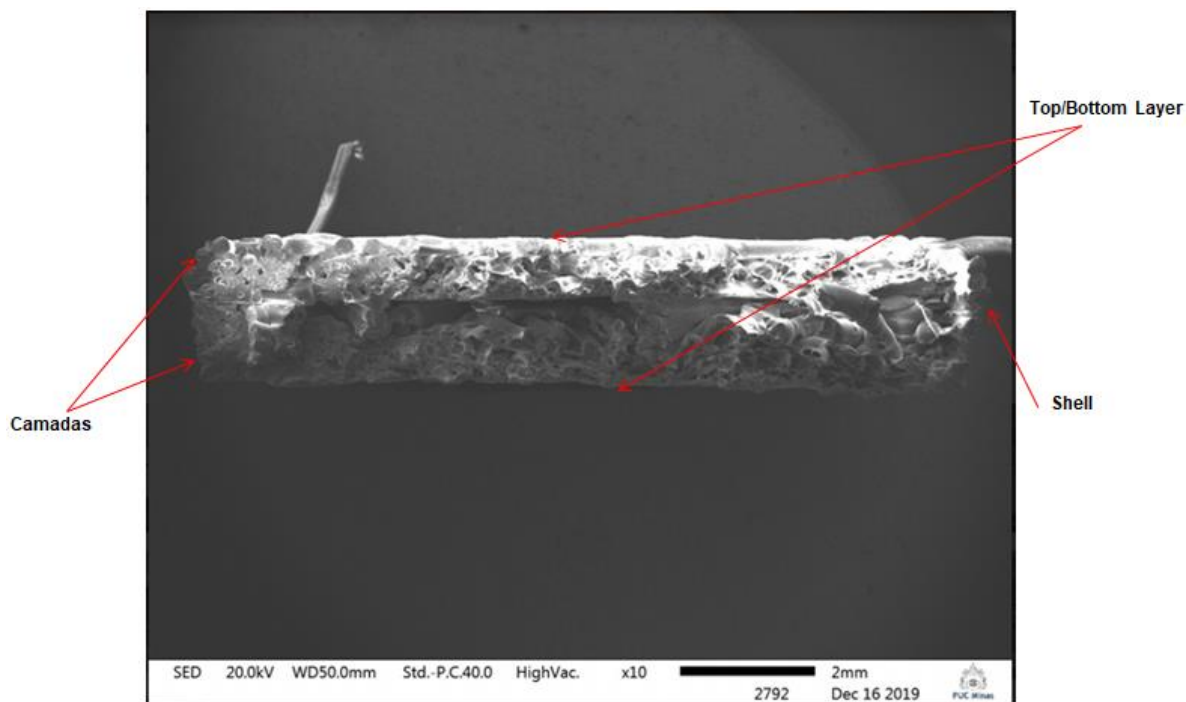
(a)



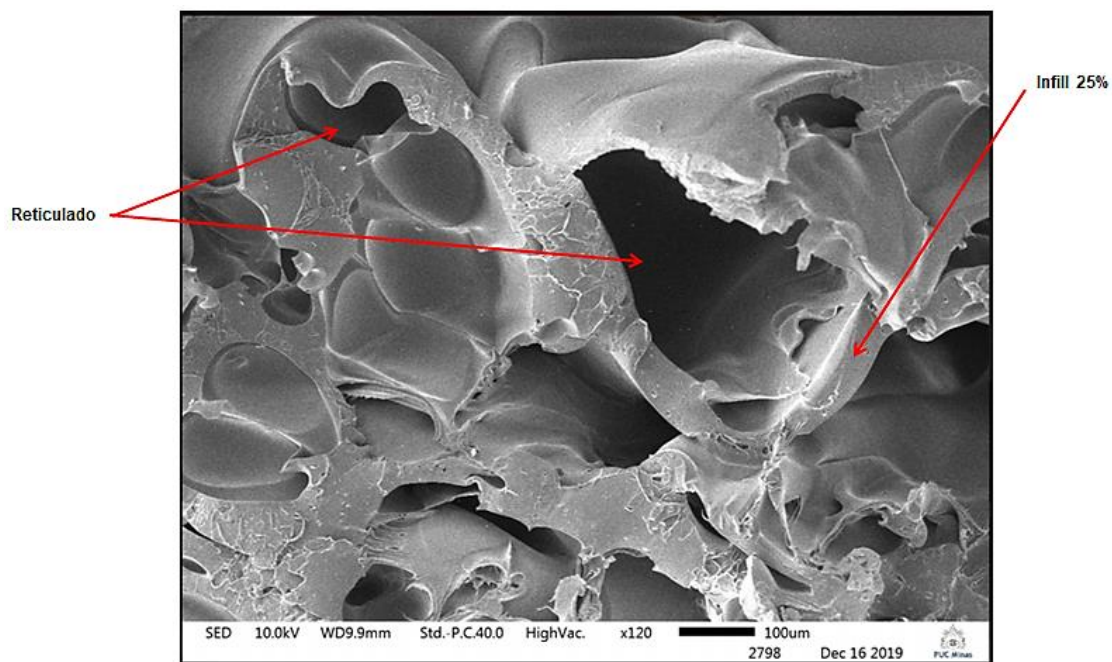
(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 76 - Para amostra de 25% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top/Bottom Layer*; e (b) *infill* e os reticulados interno.



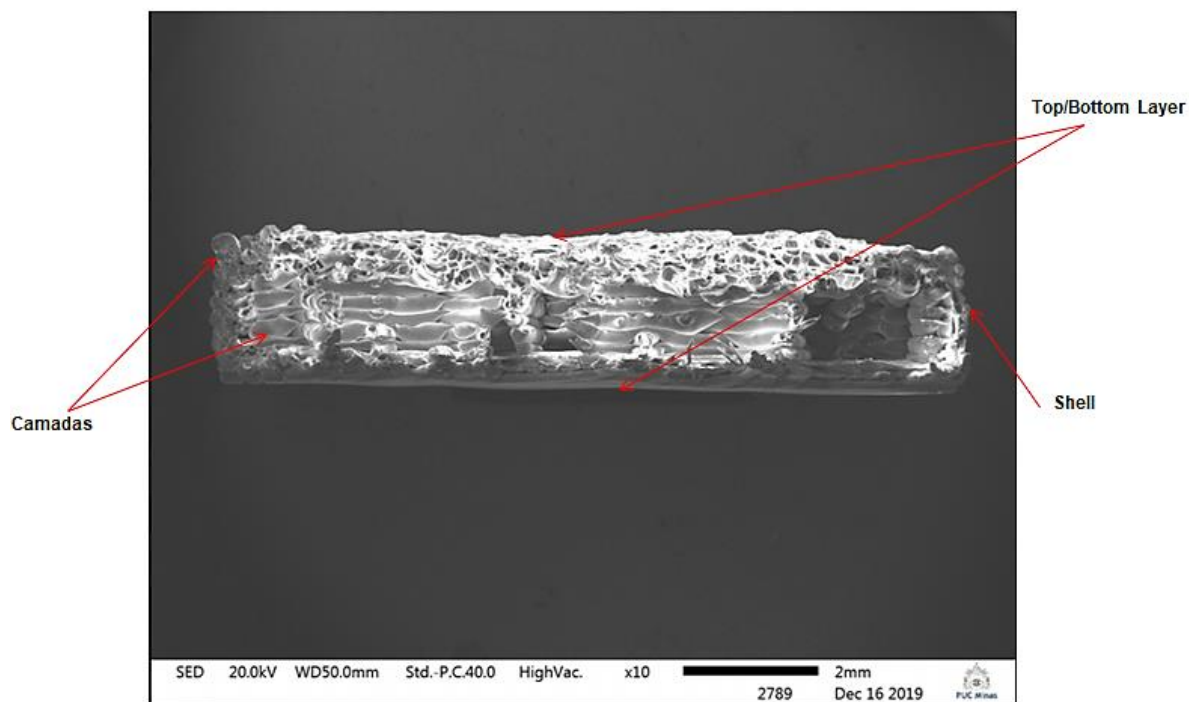
(a)



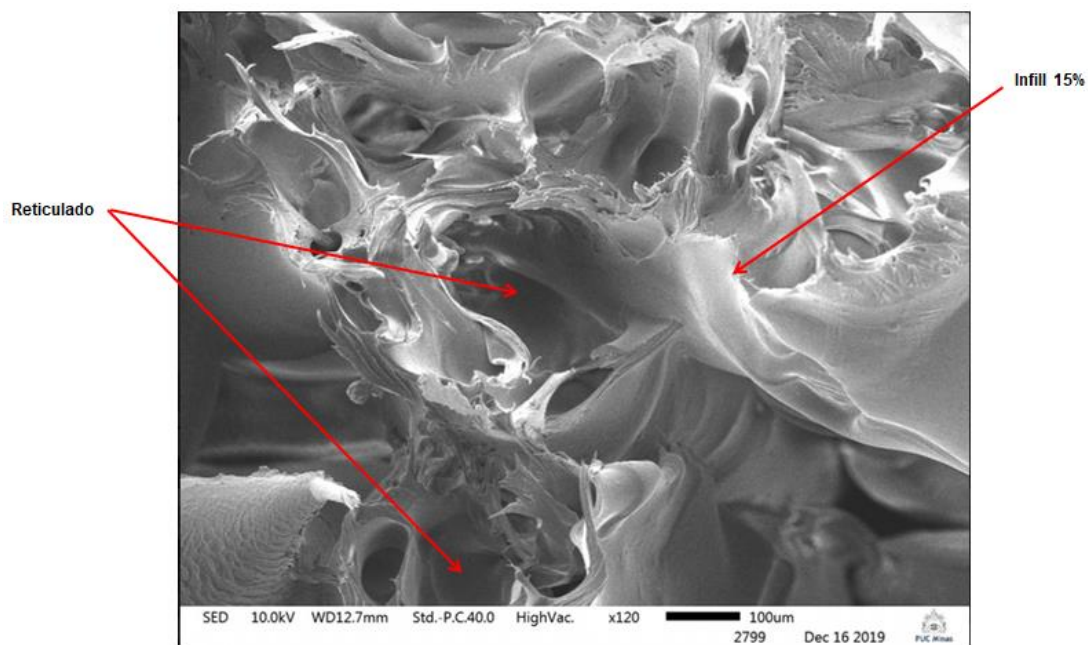
(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2009.

Figura 77 - Para amostra de 50% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top/Bottom Layer*; e (b) *infill* e os reticulados interno.



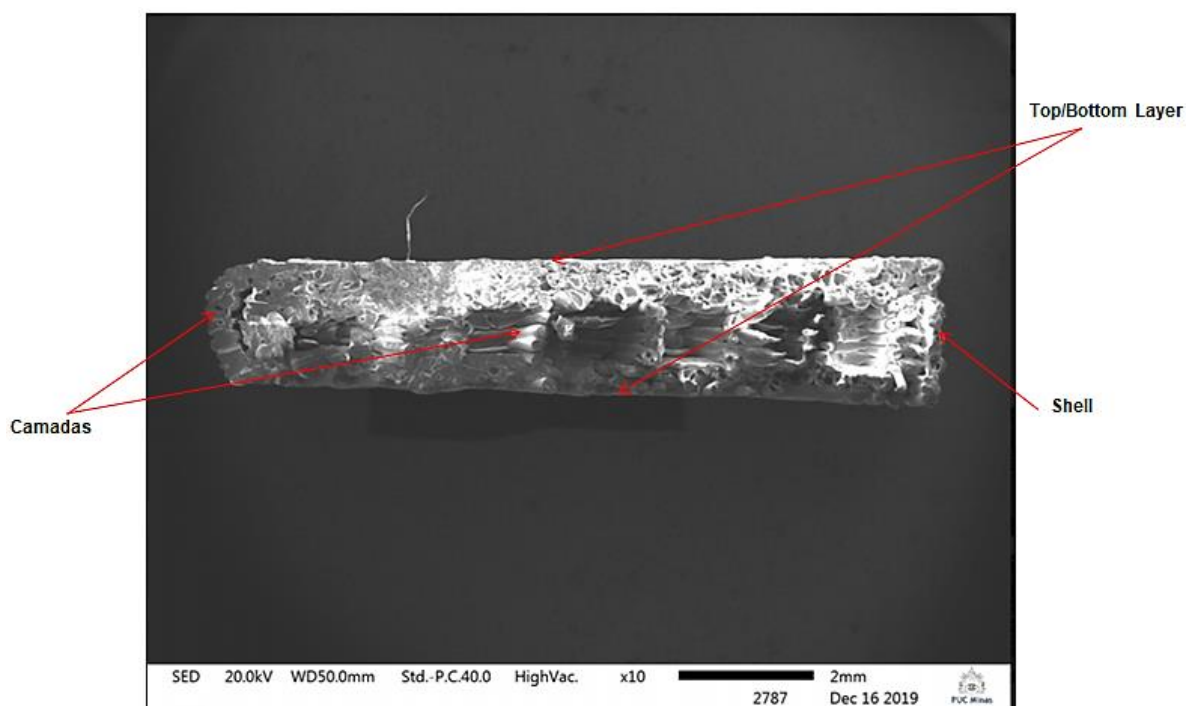
(a)



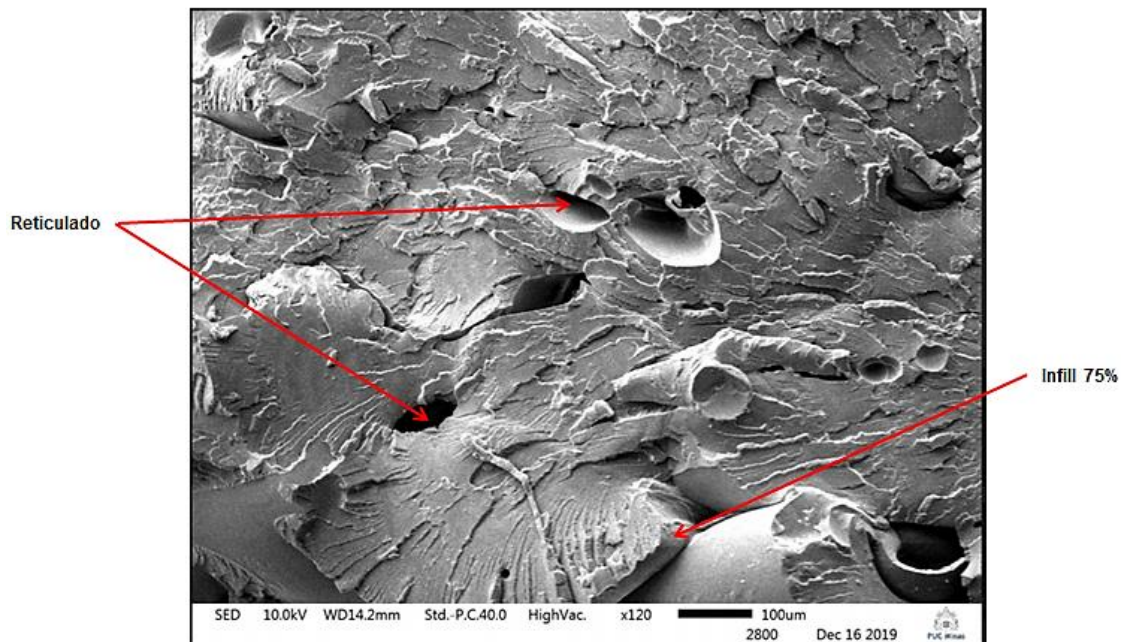
(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 78 - Para amostra de 75% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top/Bottom Layer*; e (b) *infill* e os reticulados interno.



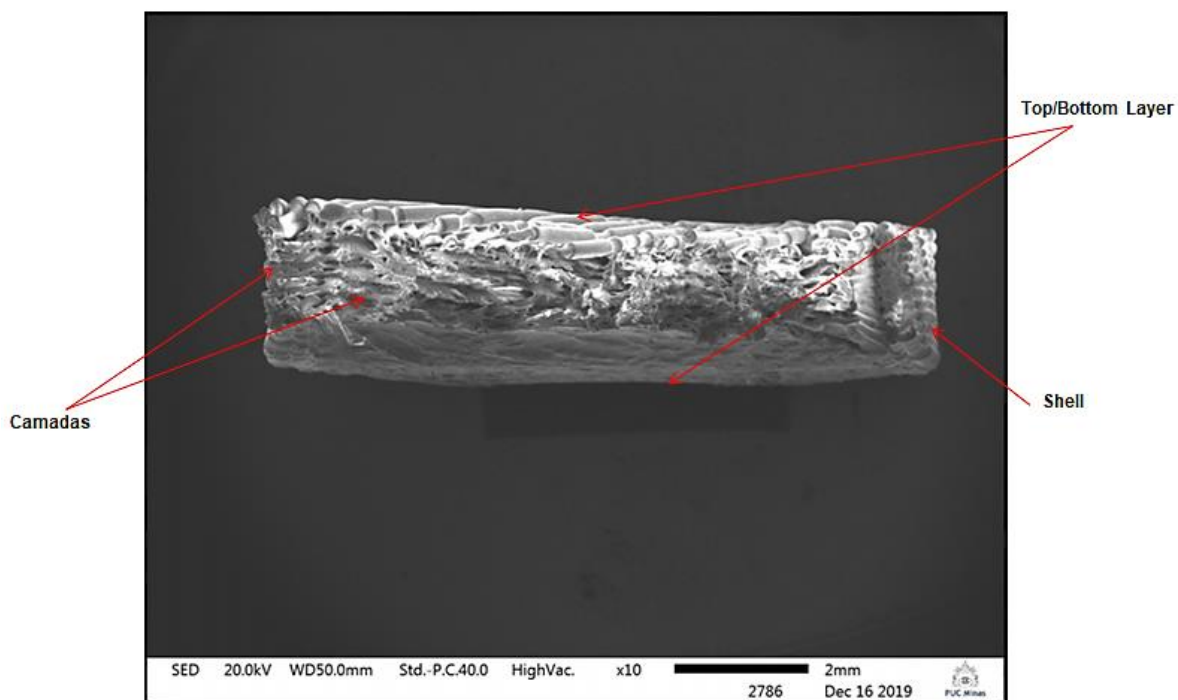
(a)



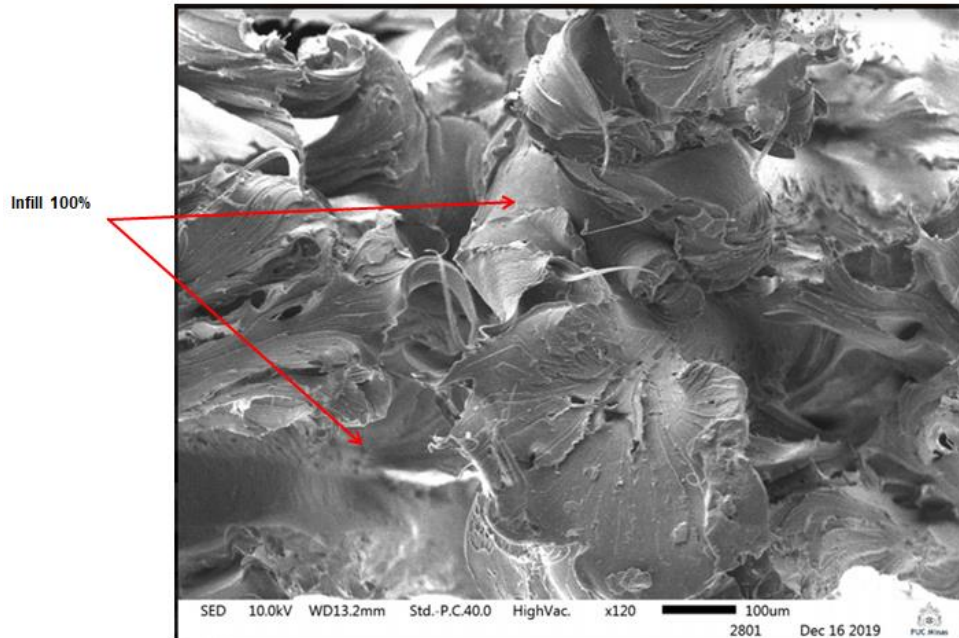
(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 79 - Para amostra de 100% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top/Bottom Layer*; e (b) *infill* e os reticulados interno.



(a)



(b)

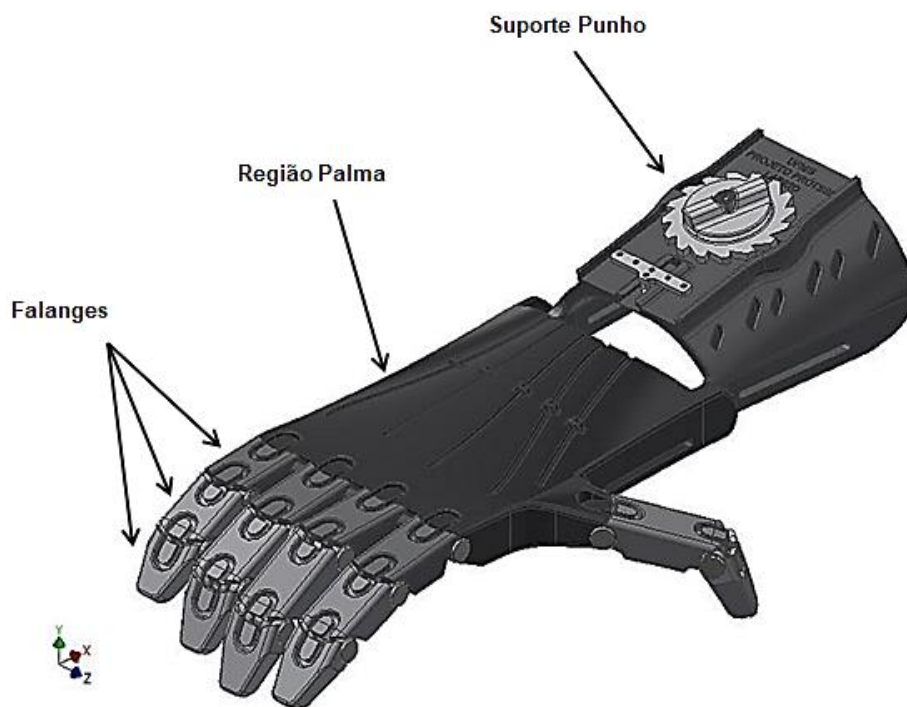
Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

A Figura 84 mostra a ausência de reticulados, pois para o *infill* igual a 100% de preenchimento a amostra é impressa como uma peça sólida.

4.5 Desenvolvimento 3D CAD da prótese de mão

A utilização de bases geométricas retangulares e remodelagens com base em padrões tendo como base as geometrias anatômicas com dimensões próximas a de uma mão masculina adulta humana foi possível projetar o modelo de prótese de mão mecânica 3D CAD como mostrada na Figura 85.

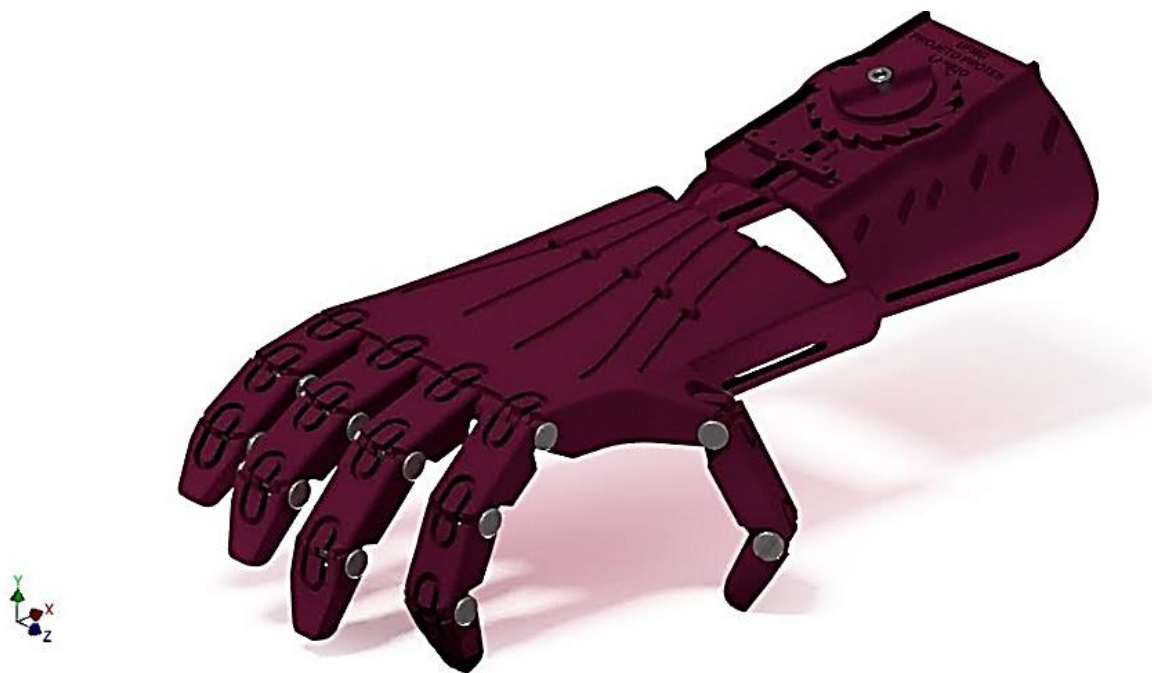
Figura 80 - Projeto 3D CAD da prótese de mão mecânica



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Após o desenvolvimento do dispositivo 3D CAD, o modelo da prótese gerado passou por um processo de renderização como mostrado na Figura 86, processo este, que tem como objetivo obter um modelo virtual mais realístico do dispositivo.

Figura 81 - Projeto 3D CAD renderizado da prótese



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

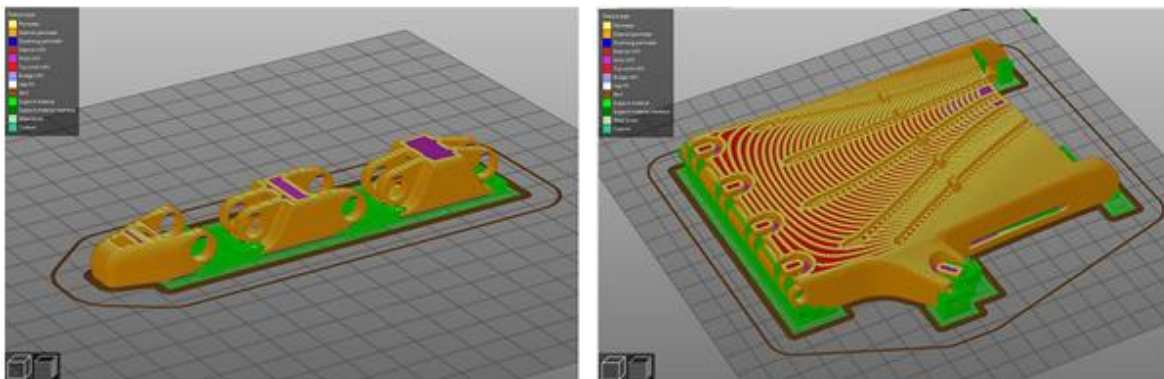
4.6 Construção da prótese

O dispositivo protético desenvolvido e construído apresenta aparência antropomórfica, empregando o efeito de tenodese para criar o movimento feito por meio do movimento de flexão do pulso e liberação digital passiva via componentes elásticos. Os dedos e o polegar são unidos a um componente de palma por meio de parafusos de montagem e a região palmar articula-se com um suporte estabilizador de antebraço. O movimento de flexão ativo do punho é obtido por meio de uma linha de elevada resistência não elástico, e extensão passiva dos dedos ocorre por meio de elementos elásticos como elásticos ortodônticos ao longo do dorso dos dedos, sendo a prótese impressa em impressora 3D com tecnologia do tipo FDM com material polimérico PETG.

4.6.1 Impressão do dispositivo

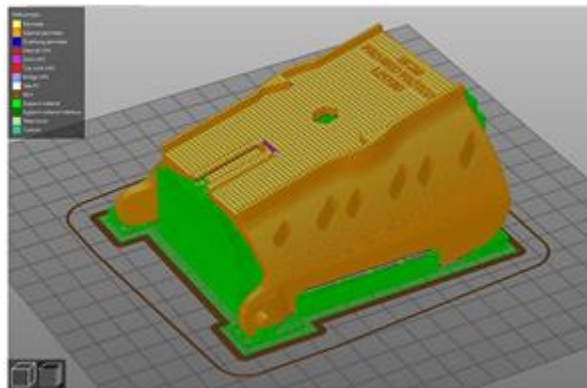
Com o projeto 3D CAD desenvolvido e com os parâmetros de impressão definidos no projeto foi possível imprimir o dispositivo com *infill* de 25%. Uma vez que esse valor de *infill* possui o valor de Tensão de escoamento igual a 14,19 MPa, valor superior ao da tensão máxima de 13,45 MPa do material gerada por meio das simulações em elementos finitos realizadas para *infill* de 25%. Ou seja, este dispositivo pode ser impresso com *infill* com valores iguais ou superiores a 25%. Entretanto, quanto maior o valor de *infill* empregado para a impressão do dispositivo maior será a sua densidade e por consequência maior peso a prótese irá alcançar. Desta forma, 25% de *infill* é um valor construtivo considerado como ideal tendo como base os resultados obtidos nos ensaios mecânicos e nas análises realizadas sobre a definição dos melhores parâmetros de impressão. A Figura 87 mostra as imagens geradas pelo *software* para iniciação do processo de impressão tridimensional dos principais elementos construtivos do dispositivo.

Figura 82 - Imagens geradas pelo *software* para iniciação do processo de impressão tridimensional (a) falanges do dedo indicador, (b) palma vista superior e (c) suporte do punho



(a)

(b)



(c)

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

As peças feitas por meio da impressão tridimensional apresentam dimensional variável por consequência do plano de impressão e dos elementos geométricos. Por outro lado, os componentes impressos no plano horizontal (norma ASTM 52921 – 13) norma que define a terminologia padrão para sistemas de coordenadas de fabricação aditiva, confere melhor precisão dimensional ao corpo impresso (KNOOP *et al.*, 2015; SANTANA *et al.*, 2018).

Portanto, a impressão no plano XYZ permitiu obter peças da prótese com dimensional confiável apresentando baixos valores de rugosidade R_a , não ultrapassando 25 μm , o que, no caso de próteses, o dispositivo após confeccionado, segundo relatos na literatura, pode ser utilizado pelo usuário de forma funcional e confortável.

4.6.2 Construção do dispositivo

A prótese construída, mostrada na Figura 88 a, levou aproximadamente 12 horas para ter todos os seus componentes poliméricos construtivos impressos. Para a montagem e acabamento o tempo médio consumido foi de 3 horas. O peso final

do dispositivo completamente montando foi de 263,90 g. O custo estimado do dispositivo é de R\$ 250,00, (US\$ 60,82), ou seja, um custo baixo se comparado ao custo de próteses passivas e próteses ativas mecânicas convencionais, com valores que vão de R\$ 1.300,00 (US\$ 316,30) a R\$ 5.790,00 (US\$ 1408,75) (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008; TABELA SUS, 2018). Além disso, no mercado global existem próteses tecnológicas de membro superior com sofisticados sistemas operacionais com custos estimados entre US\$ 25.000,00 e US\$ 58.000,00 por unidade (KULKARNI; UDDANWADIKER, 2015; OTTOBOCK, 2019; ÖSSUR, 2019; ROMERO *et al.* 2019).

Após a construção do dispositivo foram feitos testes de prensão em objetos com diferentes formas geometrias, como maçã, garrafa plástica, ferramenta e pincel atômico, sendo possível escrever com a prótese como ilustrado na Figura 88 b, c, d, e.

Figura 83 – Imagens de (a) Modelo do dispositivo construído, (b) apreensão de uma maçã, (c) apreensão de uma garrafa plástica, (d) apreensão de uma ferramenta e (e) pressão e escrita com um pincel atômico.



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

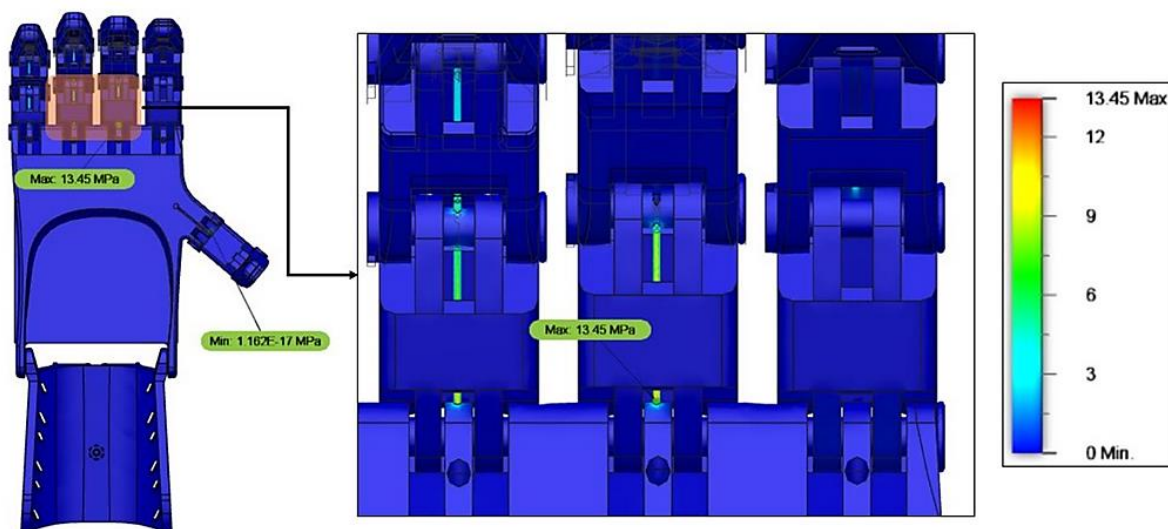
Em relação ao peso alcançado na prótese (menor que 270 g) desenvolvida neste projeto, é fundamental para o usuário em processo de adaptação ter dispositivos protéticos que possuem capacidade de combinar resistência mecânica e baixo peso em resposta a suprir a necessidade dos seus movimentos, sendo fatores de suma importância do processo de reabilitação. Desta forma, dispor de uma matéria-prima polimérica para utilização no processo de impressão tridimensional, como o PETG, que apesar de ser um insumo leve, apresenta valores para impressão com 25% de *infill*, possuindo densidade de $1,27 \text{ g/cm}^3$, Tensão de escoamento de 14,19 MPa, Tensão máxima de 20,68 e Módulo de elasticidade de 552,64 MPa.

Propriedades significantes, uma vez que, através destas propriedades pode-se avaliar a rigidez do material por meio do valor do seu módulo de elasticidade, pode-se avaliar o valor da tensão inicial da deformação plástica por meio da Tensão ou Limite de escoamento. Portanto, valores que mostram ser possível a utilização da tecnologia de impressão FDM no que tange a fabricação de próteses de mão, conferindo ao dispositivo ortopédico boa resistência mecânica e leveza.

4.7 Estudo de viabilidade mecânica

As repostas às cargas propostas apresentaram estresse máximo de 13.45 Mpa na linha que passa sobre as regiões palmar e proximal das falanges, conforme demonstrado na Figura 89.

Figura 84 – Região de estresse máximo no dispositivo

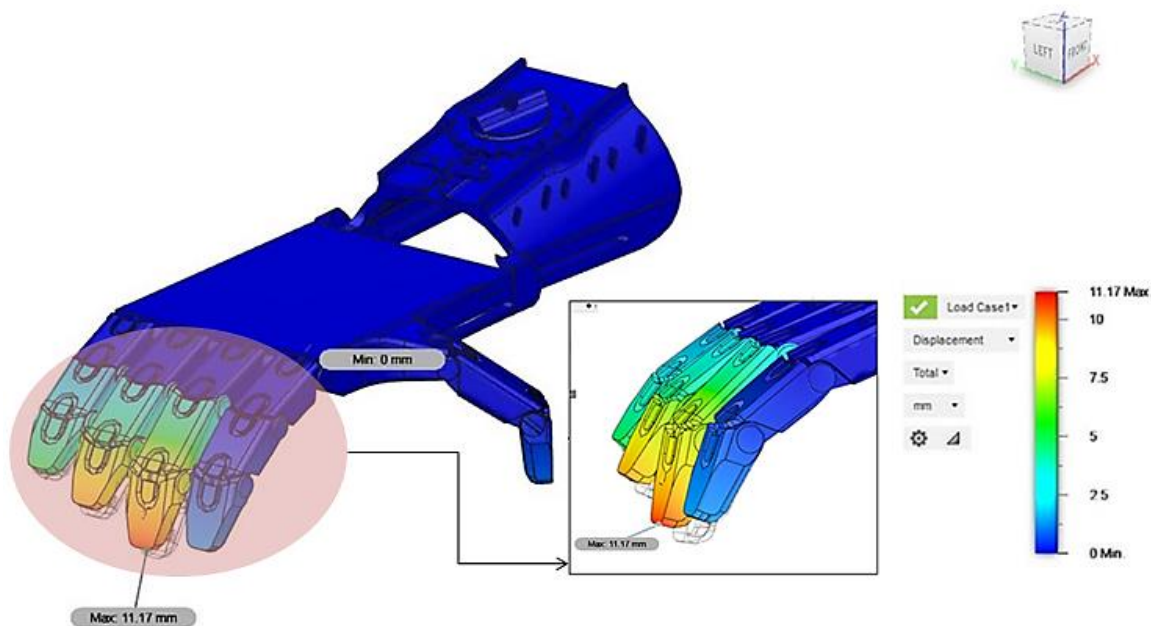


Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

O deslocamento relativo da superfície em respostas às cargas apresentou valor máximo observado de 11,17 mm na região proximal das falanges do dedo médio, conforme mostrado na Figura 90. Isso ocorre porque o dedo médio está mais distante do ponto de apoio, ou seja, o torque neste dedo é mais alto do que nos outros dedos. O mapa de cores gerado mostra que as tensões no dedo indicador (região em tom azul mais claro) indicam que as forças de tração nesse dedo não são tão significativas quanto nos outros dedos.

O mapa de cores gerado mostra que as tensões no dedo indicador (região em tonalidade azul) indicam que as forças de tensão nesse dedo não foram tão significativas quanto nos outros dedos.

Figura 85 - Representação do Deslocamento da superfície



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

5. CONCLUSÕES

Na proposta deste trabalho podem-se observar fatores fundamentais que influenciam no processo de impressão 3D, principalmente em relação a seus parâmetros de impressão e propriedades mecânicas.

A tensão máxima, tensão de escoamento, o módulo de elasticidade e o alongamento são as propriedades de destaque, que devem ser consideradas no momento de escolha do material polimérico para impressão FDM, uma vez que estão diretamente relacionadas com a composição química, características micro estruturais e a capacidade do produto final impresso obter boa resistência mecânica ao final da impressão tridimensional, o que no caso das próteses é fundamental aliar juntamente qualidade, baixo peso e alta resistência mecânica ao dispositivo.

Em relação ao estudo de viabilidade mecânica, aferindo a funcionalidade mecânica do dispositivo, através de simulações de cargas estáticas, feitos por meio

de *software* de elementos finitos, levando em consideração as forças de reação nas extremidades dos dedos da prótese, o dispositivo protético possui viabilidade mecânica na compressão de objetos sólidos em uma força de 7,5 N analisada, uma vez que, a tensão máxima gerada na simulação foi de 13,45 MPa concentrada na estrutura de ligação entre a região palmar e as falanges, ou seja, valor inferior a tensão de escoamento de 14,19 MPa obtida para o material impresso com 25% de *infill*. Logo, a superfície não apresentou deformações plásticas e/ou rupturas. Em relação ao deslocamento, foi obtido o valor de 11,17 mm concentrada na extremidade do dedo médio do dispositivo. Portanto, após as análises dos resultados gerados por meio do EF a prótese de mão mecânica obteve bom rendimento para as condições de análises empregadas, mostrando ter boa resistência mecânica.

O arquivo com o modelo da prótese desenvolvida em conjunto com o processo de manufatura aditiva impressa com *infill* de 25% e com a geometria de preenchimento interna Tri-hexagonal, apresentou boa precisão dimensional e bom acabamento superficial, sendo possível obter um dispositivo com baixo peso (263,90 g) e com elevada resistência mecânica para as condições empregadas. O dispositivo apresenta baixa complexidade de montagem e rápida construção.

A partir das análises e observações realizadas, pode concluir que para o processo de fabricação da prótese de mão o filamento polimérico é o componente mais caro (R\$ 180,00 kg), mas mesmo assim, ainda alcançando uma ótima relação custo benefício para a construção do dispositivo, aproximadamente R\$ 250,00 a unidade. Por fim, é possível imprimir e construir uma prótese de mão mecânica alcançando baixo custo produtivo através da manufatura aditiva.

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Estudo de viabilidade mecânica para cargas dinâmicas. Com este estudo, feito por meio de *software* em elementos finitos, é possível avaliar o comportamento mecânico avaliando o perfil da prótese através do movimento do dispositivo quando submetido a uma carga.
- Validação clínica do dispositivo protético. Com esse estudo será possível à utilização da prótese em usuários, obtendo *feedbacks* além de permitir o aperfeiçoamento do dispositivo de modo a explorar o máximo das suas funcionalidades.

REFERÊNCIAS

ALEXANDRE, P. **A evolução das próteses**. 2014. Disponível em: <<https://historiablog.org/2014/03/27/a-evolucao-das-proteses/>>. Acesso em: 25 de mar. de 2019.

ARAÚJO, M. **Próteses na cultura do período entreguerras: uma investigação sobre as origens do debate filosófico sobre "aprimoramento humano"**. Prometeus. Vol. 10. p. 2176-5960. 2017

ASTM D638. **American Society for Testing and Materials. Standard test method for tensile properties of plastics - SCAN VERSION**. Vol. 08, p. 46–58. 2014.

ASTM 52921. **Standard Terminology for Additive Manufacture Coordinate systems and Test Methodologies**. ASTM International, West Conshohocken, PA. 2013.

AULA DE ANATOMIA. 2001. Disponível em <https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-esqueletico/membro-superior/ossos-da-mao/>. Acesso em 12 de abr. de 2019.

BAICH, L; MANOGHARAN, G.; MARIE, H. **Study of infill print design on production cost-time of 3D printed ABS parts**. Int. J. Rapid Manufacturing. Vol. 5. 2015.

BIDDISS, E.; CHAU, T. **Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment**. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation. Vol. 86, n. 12, p. 977–987. 2007.

BOCCOLINI, F. **Reabilitação: Amputados**. Biblioteca Virtual em Saúde. Ed. 2°. São Paulo: Robe Editorial. 2000.

BURN, M. B.; TA, A.; GOGOLA, G. R. **Three-dimensional printing of prosthetic hands for children**. Journal of Hand Surgery. Vol. 41, n. 5, p. 103–e109, 2016.

BRAGARU, M.; DEKKER, R.; GEERTZEN, J. H. B.; DIJKSTRA, P. U. **Amputees and sports: a systematic review**. Sports Medicine. Vol. 41, n. 9, p. 721–740. 2011.

CALLISTER, W. D. **Ciência e Engenharia dos Materiais**. Ed. 9°. 2016.

CATÁLOGO EMIC. Disponível em: <<https://www.instron.com.br/~media/literature-library/products/2015/07/2300-series-brochure.pdf?la=pt-BR>>. Acesso em: 03 de dez. de 2019.

CATÁLOGO JEOL. Disponível em: <<https://www.jeol.co.jp/en/products/detail/JSM-IT300.html>>. Acesso em 05 de dez. de 2019.

CATÁLOGO LIFEHACKS 3D. 2019. Disponível em: <<https://lifehacks3d.com/ciencia-y-tecnologia/infill-ultimaker-cura/>>. Acesso em 03 de mai. de 2019.

CATÁLOGO 3D Fila. 2019. Disponível em: <<https://3dfila.com.br/produto/filamento-tritan-ht-blue-ocean/>>. Acesso em 03 de mai. de 2019.

CÉREBRO & SAÚDE. **Próteses de mãos: da Roma antiga aos super tecnológicos dias de hoje**. 2018. Disponível em: <<https://www.cerebroesaude.com.br/proteses-de-maos-da-roma-antiga-aos-super-tecnologicos-dias-de-hoje/>>. Acesso em 22 de mar. de 2019.

COVRE, M. R.; SENEFONE, F. R. A.; ROSA, G. R. P. S.; COMPARIN, M. L.; JAFAR, M. B.; ANDRADE, F. A. M.; FILHO, G. M.; NETO, E. N. **Amputação**

primária no trauma: perfil de um hospital da região centro-oeste do Brasil. *Jornal Vascular Brasileiro*. Vol. 11, n. 4, p. 269–276. 2012.

CHILDRESS, D. S. **Historical aspects of powered limb prostheses.** *Journal of the American College of Cardiology*. p. 154–155. 1970.

CLIEVER. **Desvendando o PETG.** Disponível em: <<https://www.cliever.com/pt-br/blog/post/21/desvendando-o-petg>>. 2017. Acesso em: 13 de mai. de 2019.

DALLY, C.; JOHNSON, D.; CANON, M.; RITTER, S.; MEHTA, K. **Characteristics of a 3D-printed prosthetic hand for use in developing countries.** *Proceedings of the 5th IEEE Global Humanitarian Technology Conference*. p. 66–70. 2015.

DIAS, J. A.; OVANDO, A. C.; KULKAMP, W.; JUNIOR, N. G. B. **Força de preensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida.** *Revista Brasileira de Cineantropom. Hum.* Vol. 12, n. 3, p. 209-216. 2010.

DICIONÁRIO AURELIO. 2019. Disponível em: <<https://dicionariodoaurelio.com/mao>>. Acesso em 12 de abr. de 2019.

DORNELAS, L. F. **Uso da prótese e retorno ao trabalho em amputados por acidentes de transporte.** *Acta Ortopédica Brasileira*. Vol. 18, n. 4. p. 204–6. 2010.

DOMINGUES, M. O; PINA, M. E. **As primeiras lesões por armas de fogo - novo paradigma para o cirurgião militar - Ambroise Paré.** *Revista portuguesa de cirurgia*. Vol. 23, n. II, p. 104. 2012.

DIDIERJEAN-PILLET, A. **Aesthetic hand prosthesis: Gadget or therapy? Presentation of a new classification.** *Journal of Hand Surgery*. Vol. 26 B, n. 6, p. 523–528. 2001.

DURGASHYAM, K.; REDDY, M. I.; BALAKRISHNA, A.; SATYANARAYANA, K.

Experimental investigation on mechanical properties of PETG material processed by fused deposition modeling method. Materials Today: Proceedings. 2019.

FERNANDES, J. F. M. **Estudo da Influência de Parâmetros de Impressão 3D nas Propriedades Mecânicas do PLA.** Dissertação de Mestrado - Instituto Superior Técnico, Lisboa, 2016.

FERNANDEZ-VICENTE, M.; CALLE, W.; FERRANDIZ, S.; CONEJERO, A. **Effect of infill parameters on tensile mechanical behavior in desktop 3D printing.** 3D Printing and Additive Manufacturing. Vol. 3. n. 3. p. 183–192. 2016.

FERREIRA, A. C. C.; SHIMANO, A. C.; MAZZER, N.; BARBIERI, C. H.; ELUI, V. M. C.; FONSECA, M. C. R. 2011. **Grip and pich strength in healthy children and adolesc.** Acta Ortop Bras. Vol. 19. n. 2. p.92-97. 2011.

GABARRA, L. M.; CREPALDI, M. A. **Aspectos psicológicos da cirurgia de amputação.** Revista de Psicologia da Ulbra. Vol. 30. p. 59–72. 2009.

GABAUER, W. **The Determination of Uncertainties in Tensile Testing; Voest-Alpine Stahl Linz GmbH.** SM&T. Linz, Austrália. 2000.

GUPTA, V. K.; SRIVASTAVA, R.; DEV, S. **Experimental and FEA Studies of ABS Parts Produced by FDM Process.** International Journal of Science and Research. Varanasi, India. p. 30–36. 2019.

HANDIII. 2019. Prótese de Mão Handii. Disponível em: <http://exiii-hackberry.com/>. Acesso em: 29 de mai. de 2019.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica,** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2015.

HAWAMDEH, Z. M.; OTHMAN, Y. S.; IBRAHIM, A. I. **Assessment of anxiety and**

depression after lower limb amputation in Jordanian patients. Neuropsychiatric Disease and Treatment. Vol. 4, n. 3, p. 627–633. 2008.

HIBBELER, R. C. **Mechanics of materials.** Ed. 7, Pearson Education, Inc, 2010.

INMETRO. GUM. **Guia para expressão de incerteza de medição,** Brasil, 2008.

INCOMPLAST. **Propriedades do Polipropileno comercial.** 2019. Disponível em <<https://incomplast.com.br/polipropilenopp/>>. Acesso em 7 de ago. de 2019.

JONES, G.; STOPFORTH, R. **Mechanical Design and Development of the Touch Hand II Prosthetic Hand.** Journal of the South African Institution of Mechanical Engineering. Vol. 32. p. 23–34. 2016.

KAPANDJI, A. I.; SLAUG, B. **Fisiologia articular.** Ed. 5. Vol. 1. 2000.

KING, M.; PHILLIPS, B.; SHIVELY, M.; RAMAN, V.; FLEISHMAN, A.; RITTER, S.; MEHTA, K. **Optimization of prosthetic hand manufacturing.** Proceedings of the 5th IEEE Global Humanitarian Technology Conference. 2015.

KULKARNI, T.; UDDANWADIKER, R. **Overview : Mechanism and Control of a Prosthetic Arm.** MCB. Vol. 12. n. 3. p. 147–195. 2015.

KNOOP, F.; SCHOEPPNER, V. **Mechanical and thermal properties of FDM parts manufactured with polyamide 12.** SFF symposium, Austin, United States of America. 2015

LAZZARINI, R.; CARROZA, M. C.; MASSA, B.; ZECCA, M.; CANELLI, N.; DARIO, P. **The development of a novel biomechatronic hand - ongoing research and preliminary results.** International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics Proceedings. Vol. 7. n. 2. p. 108–114. 2002.

LETCHER, T.; WAYTASHEK, M. **Material property testing of 3D-printed specimen in PLA on an entry-level 3D printer.** IMECE. Montreal, Quebec, Canada.. p. 1–8. 2014.

LIGHT, C.; KYBERD, P. J.; CHAPPEL, P. H. NIGHTINGALE, J. M.; WHATLEY, D.; EVANS, M. **The design of anthropomorphic prosthetic hands: A study of the Southampton Hand.** Robotica. Vol. 19. n. 06. p. 593–600. 2008.

LIPSON, H.; KURMAN, M. **Fabricated The New World of 3D Printing: The promise and peril of a machine that can make (almost) anything.** Ed. 1. Indianapolis, United States of America. 2015

MACEDO, G.M.A. **A Utilização de Tecnologias de Prototipagem Rápida no Processo de Desenvolvimento de Produto: um estudo de caso.** VII Congresso Nacional de Excelência em Gestão, Rio de Janeiro, Brasil. 2011.

MANUAL DO USUÁRIO SETHI 3D. Disponível em: <http://www.sethi.com.br/blog/wpcontent/uploads/2018/08/Manual_S3_07_08_2018.pdf>. Acesso em: 28 de novembro de 2019.

MEDES, J.; AZEVEDO, A.; AMARAL, T. F. **Handgrip strength - quantification, determinants and clinical utility.** Arquivos de medicina. Vol. 27, n. 3. 2013.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Confecção e manutenção de órteses, próteses, e meios auxiliares de locomoção.** Vol.1, p. 153 – 191. 2013.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria N° 2.297.** 2008. Disponível em: <http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2008/prt2297_10_10_2008.html>. Acesso em: 19 de mai. de 2019.

NAPIER, J. **A mão do homem: Anatomia, Função, Evolução.** Editora Unb, 1983.

NERY, M. P. **Avaliação Metrológica e Superficial de Peças Poliméricas Fabricadas em Impressora 3D**. 22°CBECimat – Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais. Natal, Brasil. 2016.

NETTER, Frank H.. **Atlas de Anatomia Humana**. Ed. 2. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NIGHTINGALE, J. **Advances in the Control of Prosthetic Arms**. Technology and Disability. Vol 15, p. 57–61. 2003.

NORTON, K. M. **A Brief History of Prosthetics - Amputee Coalition**. In motion Special Report. Vol. 17. n. 7, 2007.

ORTOP BRAS. **Uso da prótese e retorno ao trabalho em amputados**. Act Ortopédica Brasileira. Vol. 10. n. 3. p. 15–24. 2002.

OSSUR. **Catálogo de Próteses**. 2019. Disponível em: <<https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/touch-solutions>>. Acesso em: 28 de mai. de 2019.

OTTO BOCK. 2019. **Catálogo de Próteses de membro superior**. Disponível em: <<https://www.ottobock.com.br/prosthetics/produtos-de-a-a-z/sistemmichelangelo/>>. Acesso em: 28 de mai. de 2019.

FREITAS, P. P. **Reabilitação da Mão**. Editora Atheneu. 2005.

PECHO, P.; AZALTOVIC, V.; KANDERA, B.; BUGAJ, M. **Introduction study of design and layout of UAVs 3D printed wings in relation to optimal lightweight and load distribution**. Transportation Research Procedia. Vol. 40. p. 861–868. 2019.

PENA-PITARCH, E.; FALGUERA, N. T.; YANG, J. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Virtual human hand : model and kinematics**. Journal Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Vol. 17. n. 5, p. 568–579. 2014.

PLETTENBURG, D. H. Basic requirements for upper extremity prostheses: the Wilmer approach. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 20, n. 5. p. 2276–2281. 2002.

PORTELA, J. P. **Cinesiologia**. INTA. Ed. 1. Sobral, 2016.

RODRIGUÊS, R. **The design of open-source prostheses for the upper sets by means of the project ' s documentary analysis**. Revista LOGO. Vol. 7, n. 3. 2018.

ROMERO, R. C. S.; VIMIEIRO, C. B. S.; HO, M. G. C.; LOPES, V. P.; BARRIONI, T. T. N. **Dynamic Analysis of Mechanical Hand Prostheses Manufactured By Additive Manufacturing**. 25th ABCM International Congress of Mechanical Engineering. Uberlândia, Brasil. 2019.

ROMERO, R. C. S.; REIS, P. H. R. G.; RIVERA, A. D. P. F.; JIMENEZ, F. M. R.; VIMIEIRO, C. B. S.; RUBIO, J. C. C.; MARTINS, F. **Estudo de viabilidade mecânica para órtese rígida em impressão 3D para imobilização de punho**. Congresso Brasileiro de Tecnologia Assistiva. Brauro, São Paulo, Brasil. 2018.

SANTANA, L.; ALVES, J. L.; NETTO, A. C. S.; MERLINI, C.. **Estudo comparativo entre PETG e PLA para Impressão 3D através de caracterização térmica, química e mecânica**. Revista Matéria. Vol. 23. n. 4. 2018.

SARDENBERG, T.; PEREIRA, G. J. C.; BIANCARDI, C. S. C.; MULER, S. S.; PEREIRA, H. R. **A evolução da representação da mão nas artes plásticas**. ACTA

ORTO BRAS. 2002.

SERINA, E. R.; MOCKENSTURM, E.; MOTE, C. D. J.; REMPEL, D. A structural model of the forced compression of the fingertip pulp. *Journal of Biomechanics*. Vol. 31. Vol. 31. p. 639-646. 1998.

SONO, T. S. P. **Projeto de uma prótese de mão sub-atuada**. Tese de Doutorado - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.

SMAERS, J. B.; JUNGERS, W. L. **The evolution of human and ape hand proportions**. *Nature Communications*. 2015.

SILVA, N. C; SILVA, J. V. L.; ROSÁRIO, J. M. **Studies and Projects of Active Prosthesis Emphasizing the Quick Prototyping**. *Sitientibus Série Ciências Físicas*. p.32-45. UNICAMP, Brasil, 2008.

SORIANO-HERAS, E.; BLAYA-HARO, F.; MOLINO, C.; BURGO, J. M. A. **Rapid prototyping prosthetic hand acting by a low-cost shape-memory-alloy actuator**. *Journal of Artificial Organs*. Vol. 21. n. 2. p. 238–246. 2018.

SRI, S. N. M.; ELENCHZHIAN, M. R. P.; VADLAMUDI, V.; SHAIK, R. A.; ADLURU, H. K.; RAIHAN, M. R.; REIFSNIDER, K. **Effects of build parameters on the Mechanical and di-eletrical properties of AM parts**. *Proceedings of the 29th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - Na Additive Manufacturing Conference*. 2018.

TABELA SUS. Portaria N° 917. 2018. Disponível em: <http://www.in.gov.br/materia//asset_publisher/Kujrw0TZC2Mb/content/id/10122587/do1-2018-04-12-portaria-n-917-de-6-de-abril-de-2018-10122583>. Acesso em: 07 de jun. de 2019.

TANAKA, K. S.; MIRIC-LIGHTDALE, N. **Advances in 3D-printed pediatric prostheses for upper extremity differences.** The Journal of Bone and Joint Surgery - American. Vol. 98. n. 15. p. 1320–1326. 2016.

TEN KATE, J.; SMIT, G.; BREEDVELD, P. **3D-printed upper limb prostheses: a review.** Disability and Rehabilitation. Assistive Technology. Vol. 12. n. 3. p. 300–314. 2017.

THURSTON, A. J. **Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs.** Proceedings of the Cowlshaw Symposium. Vol. 77. p. 1114-1119. 2007.

VOSNIADOU, E. **Consciência corporal para músicos.** Disponível em: <<http://elenivosniadou.com/blog-ccpm/estrutura-da-mao-e-do-pulso>>. Acesso em: 12 de abr. de 2019.

XIONG, A., Xu, G., Gao, L., Tao, K., Wan, S., Lin, Y., Kang, B. and Zeng, H. **Three-Dimensional-Printed Upper Limb Prosthesis For a Child With Traumatic Amputation of Right Wrist: A Case Report.** Medicine. Vol. 52. p. 1–5. 2017.

ZUO, K. J.; OLSON, J. L. **The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation.** Canadian Journal of Plastic Surgery. Vol. 22. n. 1. p. 44–51. 2014.

ZUNIGA, J.; KATSAVELLS, D.; PECK, J.; STOLBERG, J.; PETRYKOWSKI, M.; CARSON, A.; FERNANDEZ, C. **Cyborg beast: A low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences.** BMC Research Notes. Vol. 8. n. 1. 2015.

YOSHIKAWA, M.; SATO, R.; HIGASHIHARA, T.; OGASAWARA, T.; KAWASHIMA, N. **Rehand: realistic electric prosthetic hand created with a 3D printer.** Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in

Medicine and Biology Society. Vol. 2015. p. 2470–2473. 2015.

WETENSCHAPPEN, T.; SMIT, G. **Natural grasping Design and evaluation of a voluntary closing adaptative hand prosthesis**. Netherlands. 2013.

WILLIAMS-HATALA, E. M.; HATALA, K. G.; GORDON, M.; KEY, A.; KASPER, M.; KIVELL, T. L. **The manual pressures of stone tool behaviors and their implications for the evolution of the human hand**. Journal of Human Evolution. Vol. 119. p. 14–26. 2018.

WOHLERS, T.: **“Wohlers Report 2014”**, Annual Worldwide Progress Report. 2014.

3DFILA. **Tipos de filamentos**. 2019. Disponível em: <<https://3dfila.com.br/>>. Acesso em: 22 de mar. de 2019.

3DLAB. **Filamento PETG: como imprimir com esse filamento para impressora 3D**. 2019. Disponível em: <<https://3dlab.com.br/como-imprimir-com-o-filamento-petg/>>. Acesso em: 24 de mar. de 2019.

APÊNDICES

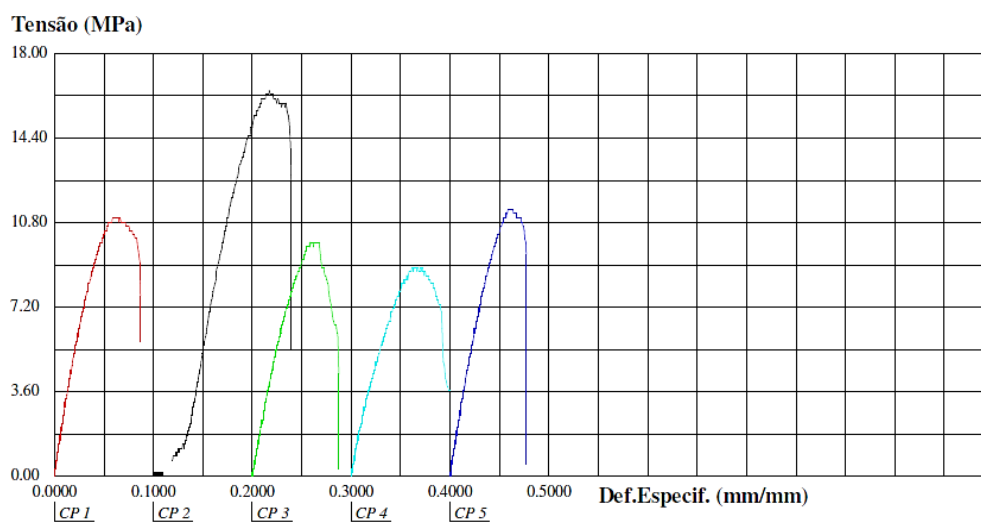
Apêndice A – Corpos de Prova e Gráfico Tensão - Deformação após ensaio de tração

Figura 86 - Grupo 1 (15%) - cps após o ensaio de tração



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

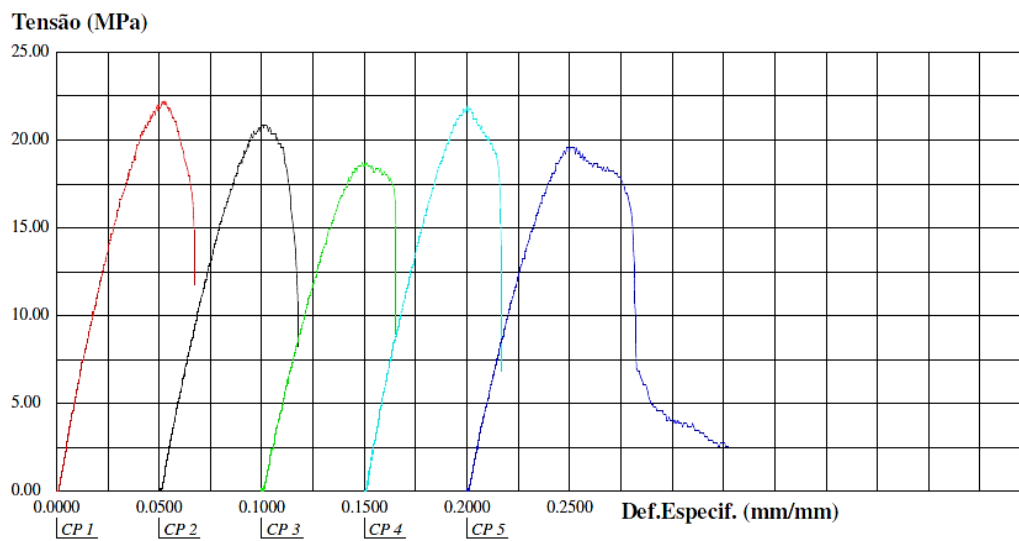
Figura 87 - Grupo 1 (15%) - cps após o ensaio de tração



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 88 - Grupo 2 (25%) - cps após o ensaio de tração

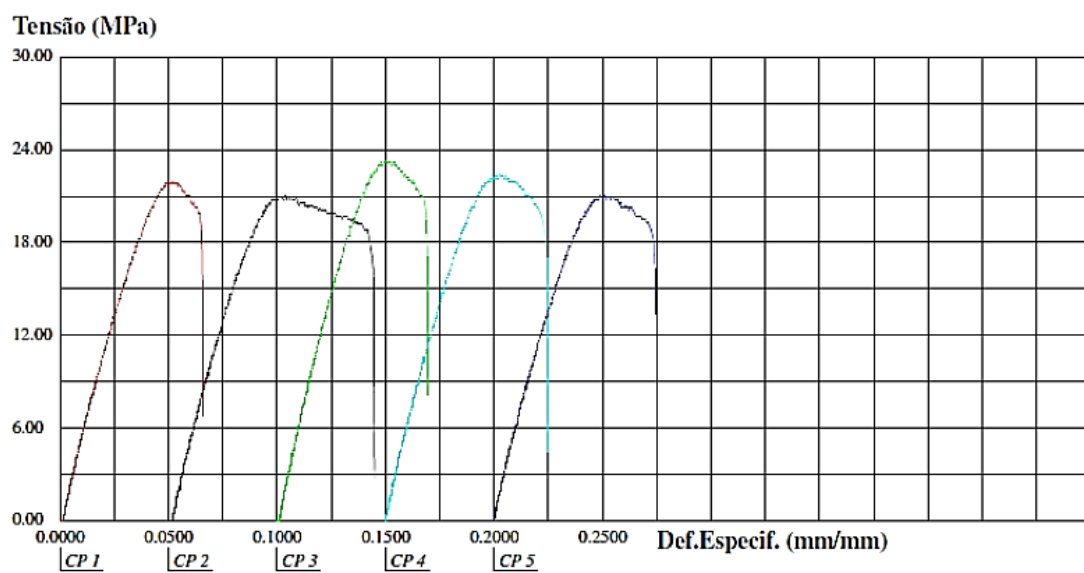
Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 89 - Grupo 2 (25%) - gráfico Tensão x Deformação gerado

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 90 - Grupo 3 (50%) - cps após o ensaio de tração

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 91 - Grupo 3 (50%) - gráfico Tensão x Deformação gerado

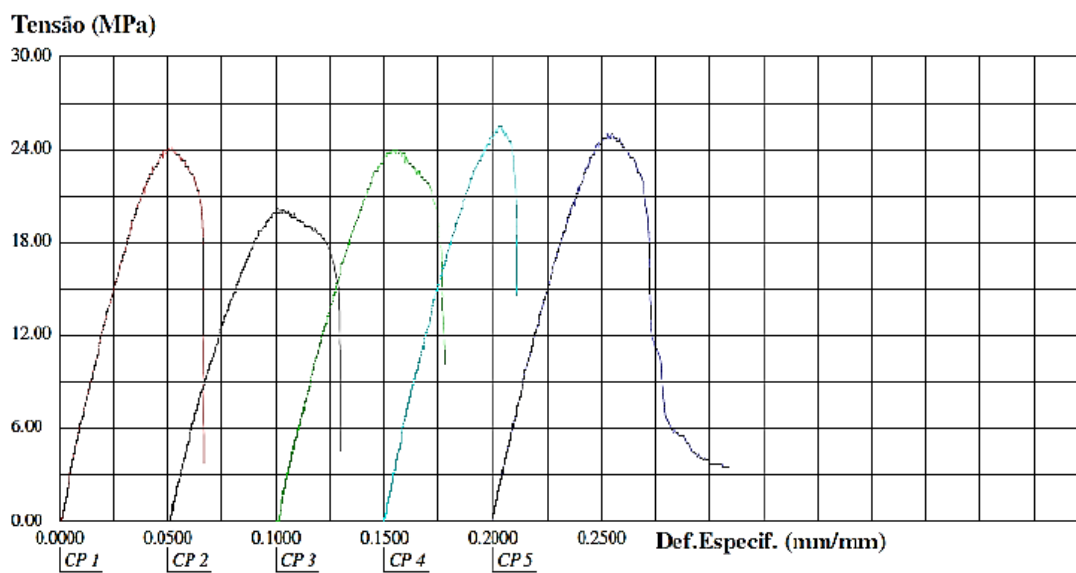
Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 92 - Grupo 4 (75%) - cps após o ensaio de tração



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

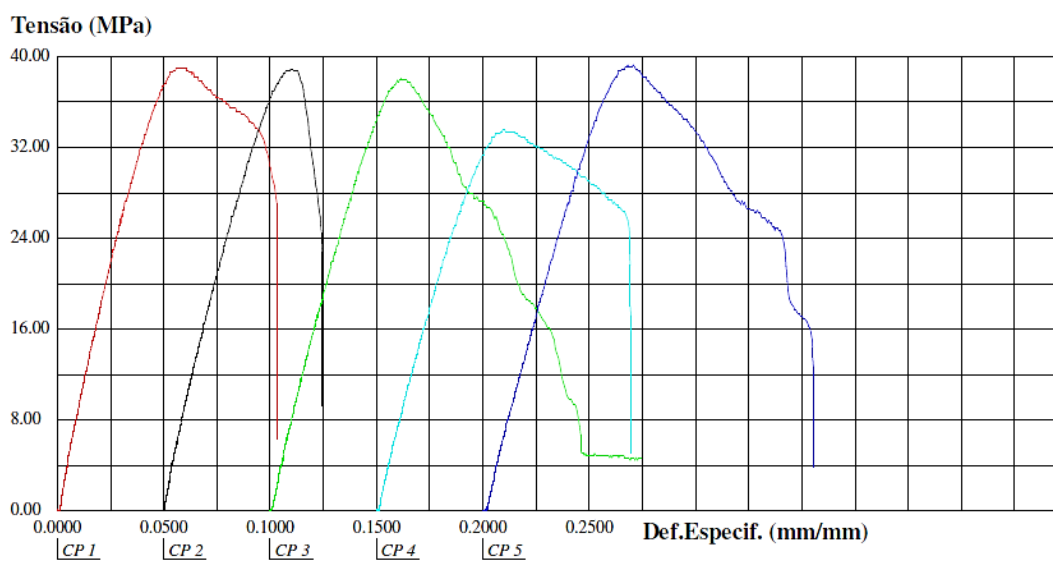
Figura 93 - Grupo 4 (75%) - gráfico Tensão x Deformação gerado



Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 94 - Grupo 5 (100%) - gráfico Tensão x Deformação gerado

Fonte: elaborado pelo autor, 2019.

Figura 95 - Grupo 5 (100%) - gráfico Tensão x Deformação gerado

Fonte: elaborado pelo autor (2019),

Apêndice B – Peso dos Corpos de Prova antes do ensaio de tração

Tabela 19 - Peso dos cps para infill de 15%

Grupo 1 (15%)	
Corpo de Prova	Peso [g]
1.1	5,9475
1.2	5,9101
1.3	5,7004
1.4	5,6219
1.5	5,8351
Média	5,80
Desvio padrão	0,14

Fonte: autor (2019)

Tabela 20 - Peso dos cps para infill de 25%

Grupo 2 (25%)	
Corpo de Prova	Peso [g]
2.1	5,8694
2.2	6,1224
2.3	6,4724
2.4	5,8640
2.5	6,0989
Média	6,09
Desvio padrão	0,25

Fonte: autor (2019)

Tabela 21 - Peso dos cps para infill de 50%

Grupo 3 (50%)	
Corpo de Prova	Peso
	[g]
3.1	6,2093
3.2	6,4551
3.3	6,1806
3.4	6,3113
3.5	6,3380
Média	6,30
Desvio padrão	0,11

Fonte: autor (2019)

Tabela 22 - Peso dos cps para infill de 75%

Grupo 4 (75%)	
Corpo de Prova	Peso
	[g]
4.1	6,6582
4.2	7,3059
4.3	6,9146
4.4	6,8131
4.5	7,2161
Média	6,98
Desvio padrão	0,27

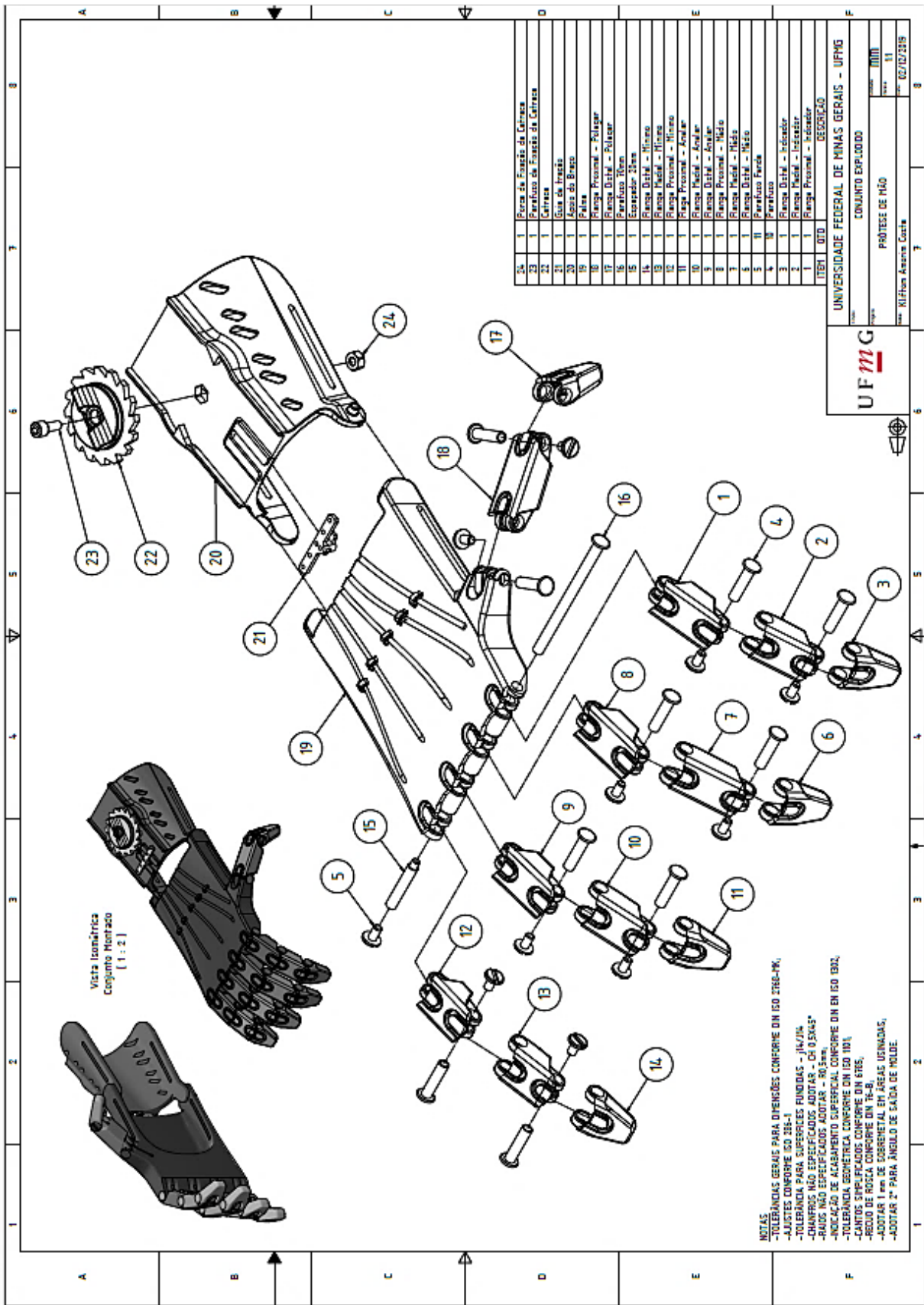
Fonte: autor (2019)

Tabela 23 - Peso dos cps para infill de 100%

Grupo 5 (100%)	
Corpo de Prova	Peso [g]
5.1	8,5499
5.2	9,3748
5.3	8,3870
5.4	9,3376
5.5	9,4203
Média	9,01
Desvio padrão	0,50

Fonte: autor (2019)

ANEXO – Detalhamento do projeto

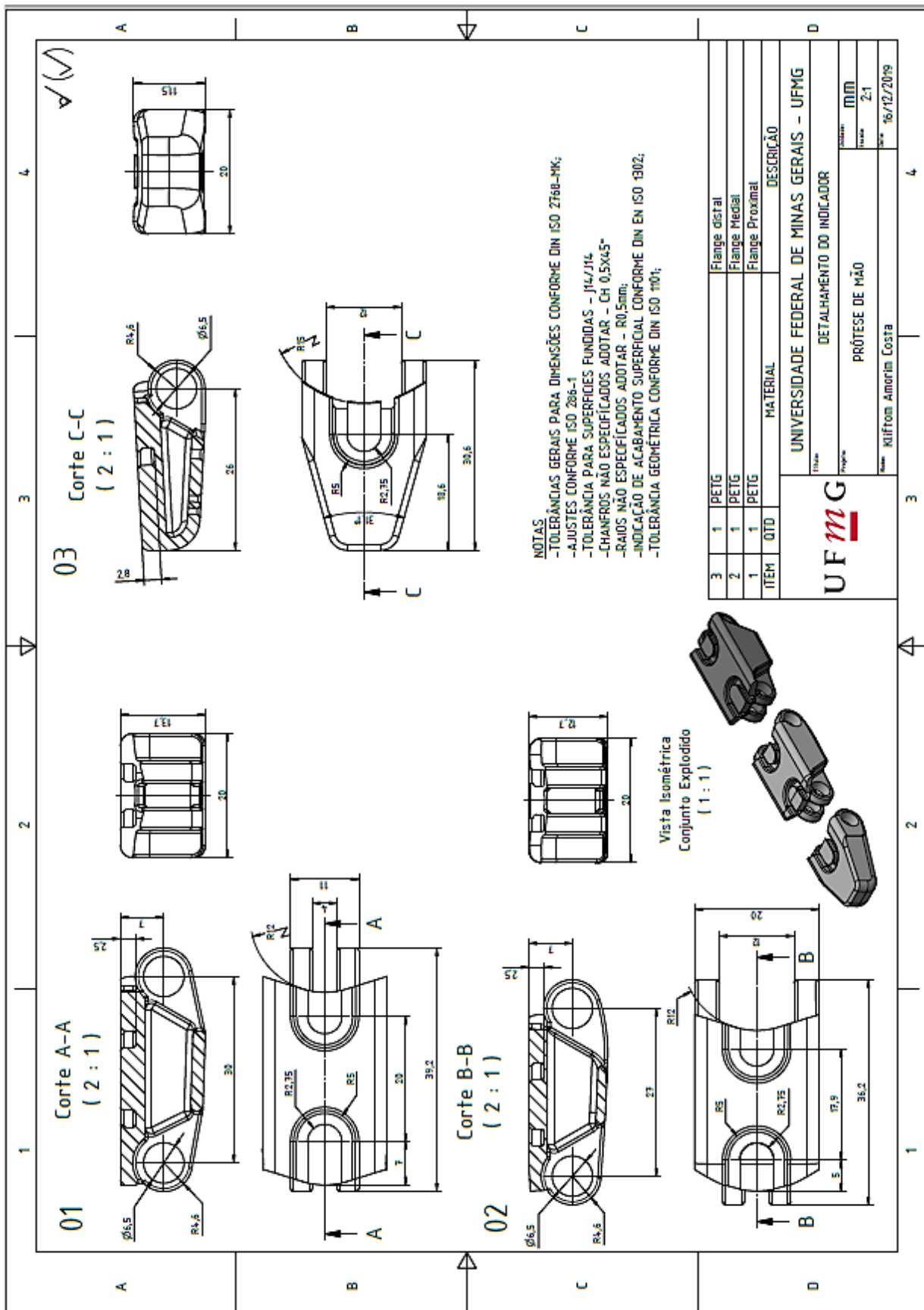


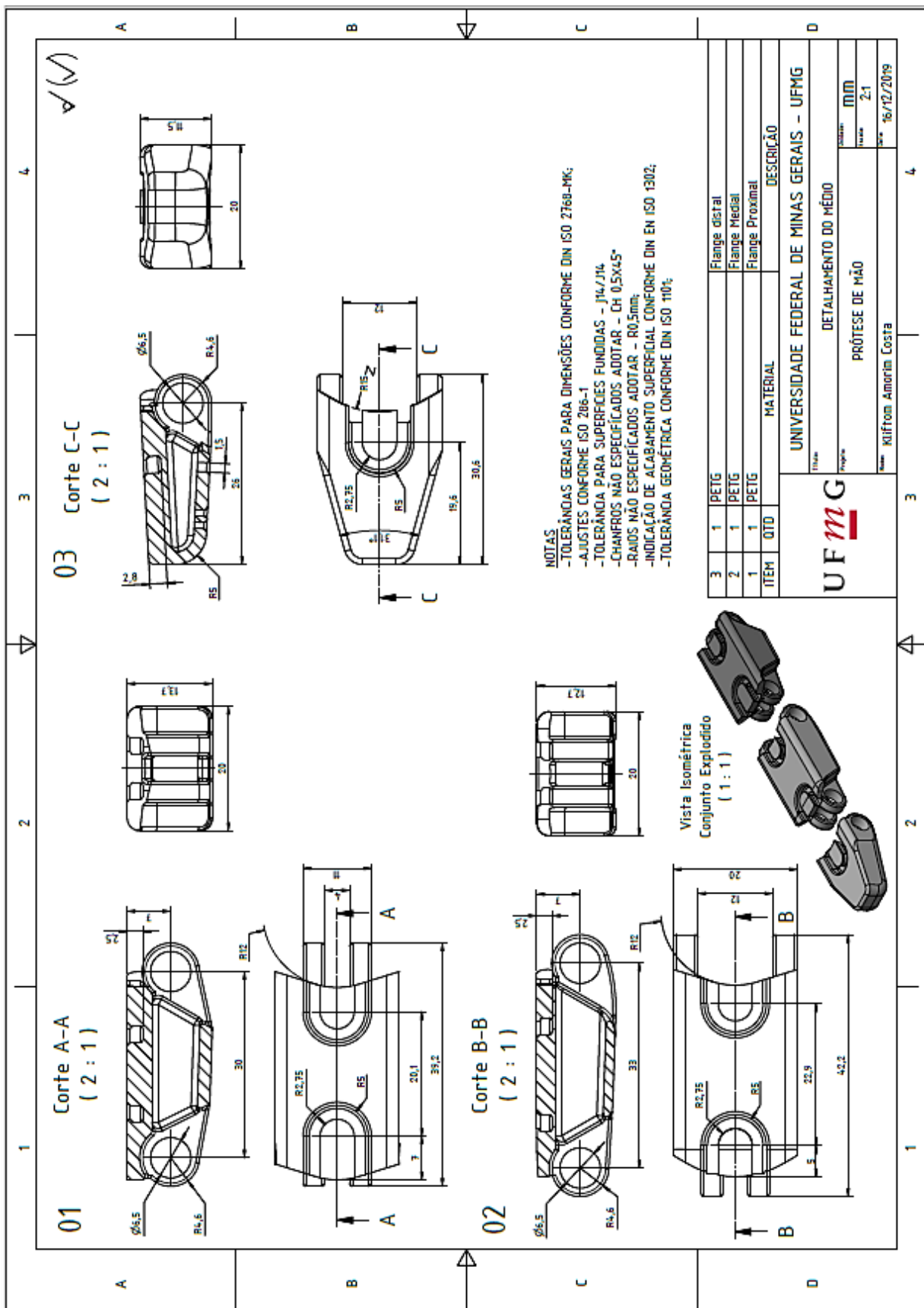
Vista Isométrica
Conjunto Montado
(1:2)

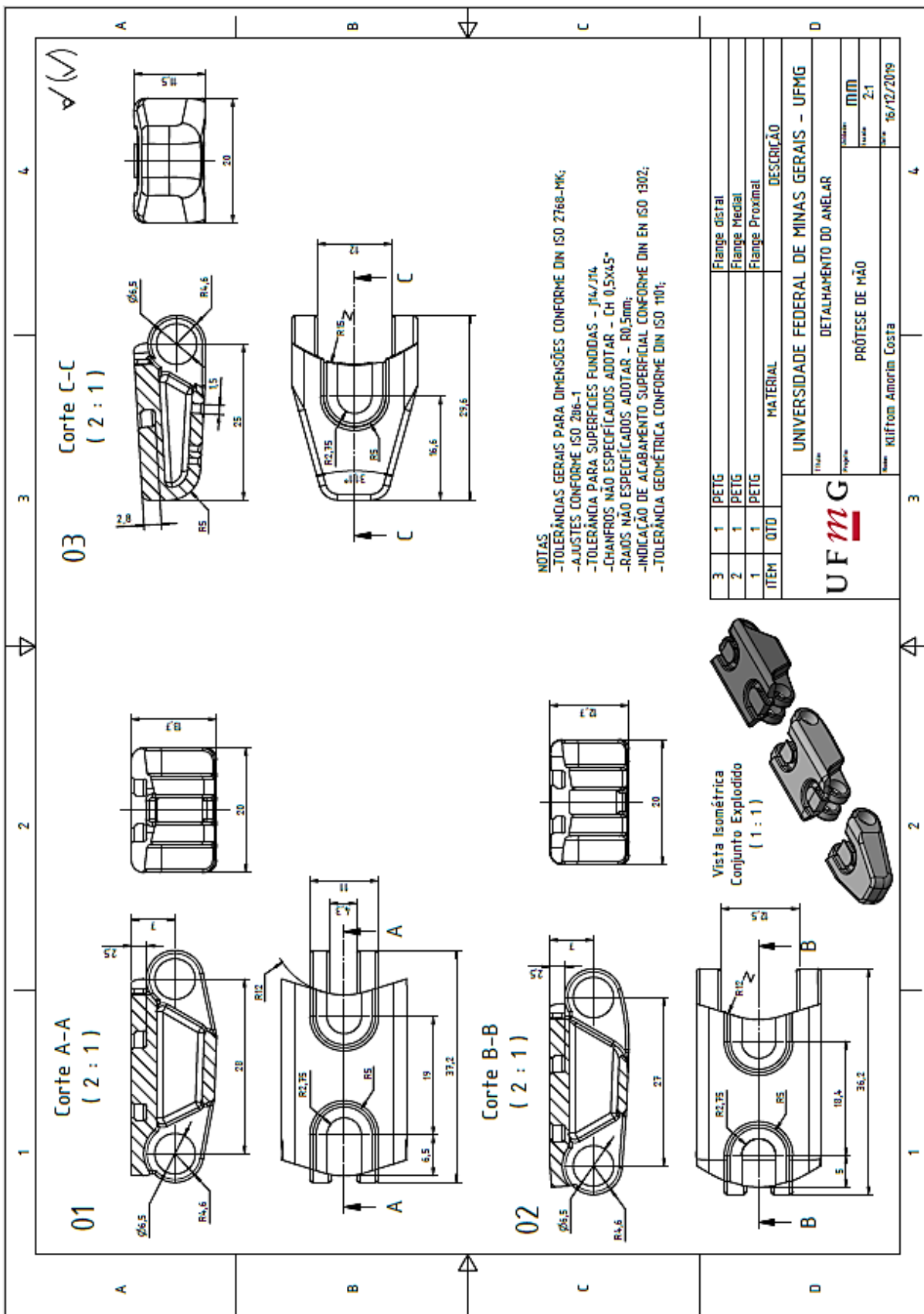
- NOTAS
- TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK.
 - AJUSTES CONFORME ISO 286-1
 - TOLERÂNCIA PARA SUPERFÍCIES FUNDIDAS - $\pm 0,15/0,10$
 - CHAMFRÓS NÃO ESPECIFICADOS ADOPTAR - $CH 0,5 \times 45^\circ$
 - RAIOS NÃO ESPECIFICADOS ADOPTAR - $R0,5 \text{mm}$
 - INDICAÇÃO DE ACABAMENTO SUPERFICIAL CONFORME DIN EN ISO 6302.
 - TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA CONFORME DIN ISO 1101.
 - CANTOS ARREDADOS CONFORME DIN 6135.
 - RELDIO DE ROSCA CONFORME DIN 74-8.
 - ADOPTAR 1^o mm DE SOBRESMETA EM ÁREAS USINADAS.
 - ADOPTAR 2^o PARA ANÉLULO DE SAÍDA DE MOLDE.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG
 CONJUNTO EXPLODIDO
 PRÓTESE DE MÃO
 por Ralfton Assis Costa
 Data: 02/03/2019







03
Corte C-C
(2 : 1)

01
Corte A-A
(2 : 1)

02
Corte B-B
(2 : 1)

NOTAS
 -TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK;
 -AJUSTES CONFORME ISO 286-1
 -TOLERÂNCIA PARA SUPERFÍCIES FUNDADAS - J14/J14
 -CHANFROS NÃO ESPECIFICADOS ADOTAR - CH 0,5X45°
 -RAIOS NÃO ESPECIFICADOS ADOTAR - R0,5mm;
 -INDICAÇÃO DE ACABAMENTO SUPERFICIAL CONFORME DIN EN ISO 1302;
 -TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA CONFORME DIN ISO 1101;

ITEM	QTD	MATERIAL	DESCRIÇÃO
3	1	PETG	Flange distal
2	1	PETG	Flange Medial
1	1	PETG	Flange Proximal

UFMG	
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG	
DETALHAMENTO DO ANELAR	
PRÓTESE DE MÃO	
Autor	Kliffrom Amorim Costa
Data	16/12/2019

