UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM

ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE PARAMETRIZAÇÃO PARA PROJETO DE PRÓTESES DA MÃO HUMANA.

RODRIGO CÉZAR DA SILVEIRA ROMERO

Belo Horizonte
2025

Rodrigo Cézar da Silveira Romero

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE PARAMETRIZAÇÃO PARA PROJETO DE PRÓTESES DA MÃO HUMANA.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.
Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
2025

R763d

Romero, Rodrigo Cézar da Silveira.
Desenvolvimento de um sistema de parametrização para projeto de próteses da mão humana [recurso eletrônico] / Rodrigo Cézar da Silveira Romero. – 2025.
1 recurso online (227 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro.

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica – Teses. 2. Bioengenharia – Teses. 3. Mãos – Acidentes – Reabilitação – Teses. 4. Amputações – Teses. 5. Prótese – Teses. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621(043)

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Marcio A. A. Gomes CRB/6 2812
Biblioteca Prof. Mário Werneck, Escola de Engenharia da UFMG

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

FOLHA DE APROVAÇÃO

"DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE PARAMETRIZAÇÃO PARA PROJETO DE PRÓTESES DA MÃO HUMANA"

RODRIGO CÉZAR DA SILVEIRA ROMERO

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica-UFMG), Dr. Pedro Paiva Brito (Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais-PUC/MINAS), Dr. Daniel Neves Rocha (Instituto Federal de Minas Gerais-IFMG), Dr. Rudolf Huebner (Departamento de Engenharia Mecânica-UFMG) e Dr. Alexandre da Silva Scari (Departamento de Engenharia Mecânica-UFMG), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de **"Doutor em Engenharia Mecânica"**, na área de concentração de **" Bioengenharia"**.

Tese aprovada no dia 27 de junho de 2025.

Por:

Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro**, **Professor do Magistério Superior**, em 07/07/2025, às 19:53, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Pedro Paiva Brito**, **Usuário Externo**, em 10/07/2025, às 14:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Alexandre da Silva Scari**, **Professor do Magistério Superior**, em 10/07/2025, às 14:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Rudolf Huebner**, **Professor do Magistério Superior**, em 11/07/2025, às 09:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Daniel Neves Rocha**, **Usuário Externo**, em 11/07/2025, às 13:39, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **4352135** e o código CRC **202DCCDF**.

AGRADECIMENTOS

A Deus, na pessoa de Jesus Cristo, e à intercessão de Nossa Senhora Aparecida e São Miguel Arcanjo, minha gratidão mais profunda. A fé foi meu sustento silencioso, oferecendo direção e serenidade ao longo desta caminhada. Nos momentos de incerteza, encontrei na espiritualidade a força necessária para seguir adiante, confiando que cada etapa, mesmo as mais difíceis, fazia parte de um propósito maior.

Agradeço com todo carinho à minha família, alicerce essencial nesta jornada. À minha mãe, Rose Romero, exemplo de amor, resiliência e dedicação incansável; ao meu irmão, Renan Romero, por sua constante presença e apoio; e à memória do meu pai, Leonardo, e da minha avó Zilda, cujos ensinamentos e valores continuam vivos em mim. Ao professor Claysson Vimieiro, meu orientador desde o mestrado, expresso minha sincera gratidão pela orientação generosa, rigor acadêmico e confiança depositada em meu trabalho. Agradeço também ao professor Rudolf Huebner pelas contribuições e aos colegas do LABBIO, e em especial ao amigo Kliftom e a amiga Cida pelo convívio colaborativo, companheirismo e aprendizados compartilhados ao longo desta trajetória.

Gostaria de expressar minha gratidão ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) pelo suporte institucional e acadêmico fundamentais à realização desta tese. Agradeço também aos professores, colegas e demais colaboradores que contribuíram direta ou indiretamente para o desenvolvimento deste trabalho.

Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) e da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES). Em especial, agradeço à FINEP/MCTI pelas concessões nº 01.21.0101.00 (Ref. 2790/20) e nº 01.24.0167.00 (Ref. 2188/22), bem como à CAPES pelo apoio financeiro.

RESUMO

As próteses convencionais de membros superiores frequentemente enfrentam resistência por parte dos usuários devido a fatores como desconforto, funcionalidade limitada, peso elevado e custos significativos. Embora existam modelos sofisticados no mercado internacional que incorporam tecnologias avançadas, como circuitos eletrônicos e atuadores, sua produção em pequena escala restringe o acesso a indivíduos com maior poder aquisitivo. Neste contexto, o presente trabalho tem como objetivo desenvolver uma prótese de mão parametrizada, com foco na personalização anatômica e funcional, utilizando técnicas de manufatura aditiva para atender a diferentes níveis de amputação total ou parcial da mão humana. A metodologia concentrou-se na criação de um modelo flexível e adaptável, desenvolvido com base em parâmetros dimensionais específicos do usuário, obtidos por meio de revisão da literatura especializada. O projeto foi realizado com auxílio de software CAD, permitindo a geração de geometrias personalizadas a partir das medidas do membro saudável e do coto do paciente. A parametrização foi essencial para garantir melhor encaixe, conforto e funcionalidade. A prótese foi construída com materiais acessíveis e hipoalergênicos, aliados a componentes com propriedades eletromecânicas adequadas. A norma ASTM D638 foi aplicada para caracterização do material de impressão, assegurando sua qualidade. A manufatura aditiva viabilizou a produção eficiente do dispositivo e a possibilidade de ajustes conforme as necessidades do usuário. Os resultados demonstram o potencial da prótese parametrizada como uma alternativa viável, personalizada e de menor custo, promovendo maior acessibilidade e contribuindo para a autonomia e qualidade de vida de pessoas com deficiência de mão.

Palavras-chave: Prótese de Mão, Parametrização, Amputação Total/Parcial, Manufatura Aditiva, Personalização Anatômica.

ABSTRACT

Conventional upper-limb prostheses often face resistance from users due to factors such as discomfort, limited functionality, significant weight, and high costs. Although sophisticated models incorporating advanced technologies like electronic circuits and actuators exist on the international market, their small-scale production restricts access to individuals with higher purchasing power. In this context, the present work aims to develop a parametrized hand prosthesis, focusing on anatomical and functional customization, using additive manufacturing techniques to address various levels of total or partial hand amputation. The methodology focused on creating a flexible and adaptable model, developed based on user-specific dimensional parameters, obtained through a review of specialized literature. The design was carried out using CAD modeling software, allowing the generation of customized geometries based on measurements from the healthy limb and the residual limb. Parametrization was essential to ensure improved fit, comfort, and functionality. The prosthesis was built using accessible and hypoallergenic materials, combined with components with suitable electromechanical properties. ASTM D638 standard was applied for material characterization, ensuring quality and compatibility. Additive manufacturing enabled efficient production of the device and the possibility of adjustments according to user needs. The results demonstrate the potential of the parametrized prosthesis as a viable, personalized, and low-cost alternative, promoting greater accessibility and contributing to the autonomy and quality of life of individuals with hand disabilities.

Keywords: Hand Prosthesis, Parameterization, Total/Partial Amputation, Additive Manufacturing, Anatomical Customization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração de interação entre corpo e mão 19
Figura 2 - Ilustração visão dorsal da mão com ênfase nos tecidos conjuntivos periarticulares nas articulações metacarpofalangeanas 20
Figura 3 - Ilustração dos 27 ossos da mão destacados em cores 21
Figura 4 - Ilustração da região dos ossos do Carpo 22
Figura 5 - Ilustração das articulações da mão 22
Figura 6 - Nomenclatura dos dedos da mão humana 23
Figura 7 - Ilustração visão radial do terceiro dedo, incluindo ossos capitato do carpo 24
Figura 8 - Ilustração em cores dos ossos das falanges 25
Figura 9 - Ilustração da região dos ossos do metacarpo 26
Figura 10 - Concavidade natural da palma da mão e os três sistemas de arcos integrados 27
Figura 11 - Ilustração visão palmar direita da estrutura dos ossos de punho e mão 27
Figura 12 - Ilustração visão dorsal direita da estrutura dos ossos de punho e mão 28
Figura 13 - Ilustração da estrutura da mão 28
Figura 14 - Sistema de denominação dos movimentos dentro da mão. De A até D, movimento dos dedos. E a I, movimento do polegar. (A, flexão dos dedos; B, extensão dos dedos; C, abdução dos dedos; D, adução dos dedos. E, flexão do polegar; F, extensão do polegar; G, abdução do polegar; H, adução do polegar; e I oposição do polegar) 29
Figura 15 - Ilustração da mão se adaptando para pegar a superfície plana 30
Figura 16 – Ilustração das áreas em contato com a superfície plana 30
Figura 17- Sentido transversal 31
Figura 18 - Sentido longitudinal 32
Figura 19 - Sentido obliquo 32
Figura 20 - Fluxograma Processo de Impressão FDM 32
Figura 21 - Esquema impressão Modelagem por Deposição e Fusão (FDM) 36
Figura 22 - Propriedades mecânicas dos filamentos PLA e ABS para impressão 3D 38
Figura 23 - Parâmetro de preenchimento *infill* 40
Figura 24 - Diferentes tipos de *infill* 41
Figura 25 - Exemplos de diferentes densidades de preenchimentos 42
Figura 26 - Parâmetros de impressão (a) *Bottom Layer*, (b) *Top Layer* e (c) *Shell*. 43
Figura 27 - Prótese desenvolvida para veteranos de guerra do século XX 48
Figura 28 - Projeto mão pneumática alemã 1919 49
Figura 29 - Primeira prótese de mão mioelétrica 1943 49
Figura 30 - Mão protética modular 51
Figura 31 - *Touch Hand II* 52
Figura 32- Análise em Elementos Finitos sobre componentes da *Touch Hand II* 52
Figura 33 - Mão protética mioelétrica realista 53

Figura 34 - *Galileo Bionic Hand* 54
Figura 35 - Mão Bebionic 55
Figura 36 - Prótese *i-Limb Ultra* 55
Figura 37 - Prótese *i-Limb Quantum* 56
Figura 38 - Prótese de mão Michelangelo 57
Figura 39 - Prótese de mão *Handiii.* 57
Figura 40 - *Zeus – Bionic Hand* 58
Figura 41 - COVVI Hand 59
Figura 42 - *Hero Gauntlet* 60
Figura 43 - Ilustração de diferentes designs de prótese de mão mecânica 61
Figura 44 - Fluxograma com as etapas metodológicas de trabalho 63
Figura 45 - Filamento TRITAN informações para impressão e propriedades mecânicas 64
Figura 46 - Impressora FDM utilizada 65
Figura 47 - Máquina universal EMIC modelo 23-200 67
Figura 48 - Capacidade de trabalho da Máquina universal EMIC 23-200 67
Figura 49 - (a) Microscópio eletrônico de varredura e (b) metalizador com ouro 69
Figura 50 - Corpo de prova Tipo I 71
Figura 51 - Dimensões do corpo de prova - valores em milímetros 71
Figura 52 - Corpo de prova modelado 72
Figura 53 - Orientações de impressão 73
Figura 54 - Orientação de impressão XYZ selecionado 73
Figura 55 - (a) Alguns padrões básicos de *infill* e (b) Tipo de *infill Tri-hexagonal*/*Honeycomb* em detalhe 75
Figura 56 - (a) correta deposição de camada e (b) defeito por *Warping* 76
Figura 57 - Os 25 cps gerados divididos em 5 grupos distintos 80
Figura 58 - Fluxograma metodologia experimental 81
Figura 59 - Diagrama esquemático da metodologia aplicada 88
Figura 60 - Prótese Esperança 90
Figura 61 - Seleção dos tipos de amputação de mão 91
Figura 62 - Palma desenvolvida 94
Figura 63 - Exc_Polegar: Sketch base de remoção do polegar 95
Figura 64 - Árvore de comandos para a amputação Tipo 1 96
Figura 65 - F1_Exc_Polegar: Raio lateral de suavização da palma 96
Figura 66 - Base_Polegar: Sketch base da extrusão na palma Tipo 1 97
Figura 67 - F2 ao F7_Exc_Polegar: Raios de suavização da base da palma 98
Figura 68 - DF10_Exc_Polegar: Remoção do suporte para acionamento do polegar 98
Figura 69 - Exc_Ind_Med_1: Supressão do indicador e médio 99
Figura 70 - Árvore de comandos para a amputação Tipo 2 100
Figura 71 - Exc_Ind_Med_2: Sketch base da extrusão na palma Tipo 2 101
Figura 72 - Exc_Ind_Med_3: Raio de concordância da palma 101
Figura 73 - Exc_Ind_Med_5 ao Exc_Ind_Med_12: Raio de suavização da palma 102

Figura 74 - Exc_Ind_Med_4: Remoção do caminho do fio de acionamento 102
Figura 75 - Exc_Ind_Med_13: Remoção do suporte do fio de acionamento 103
Figura 76 - Exc_Ane_Min_1: Supressão do anelar e mínimo 103
Figura 77 - Árvore de comandos para a amputação Tipo 3 104
Figura 78 - Exc_Ane_Min_2: Sketch base da extrusão na palma Tipo 3 105
Figura 79 - Exc_Ane_Min_3: Raio de concordância da palma 105
Figura 80 - Exc_Ane_Min_4 ao Exc_Ane_Min_10: Raio de suavização da palma 106
Figura 81 - Exc_Ane_Min_4: Remoção do caminho do fio de acionamento 106
Figura 82 - Exc_Ane_Min_11: Remoção do suporte do fio de acionamento 107
Figura 83 - Inserção dos comandos a serem parametrizados – *fx parameters* 108
Figura 84 - Regra de parametrização: Polegar 109
Figura 85 - Supressão na árvore de comando 110
Figura 86 - Regra de parametrização: Indicador-Médio 111
Figura 87 - Regra de parametrização: Anelar-Mínimo 112
Figura 88 - Regra de parametrização: Palma Completa 113
Figura 89 - Regra para transposição dos comandos para o ambiente de montagem 114
Figura 90 - Regra parcial para a supressão dos dedos e dos parafusos 115
Figura 91 - Elementos selecionados para a criação da IGU 116
Figura 92 - Distribuição da geometria interna dos cps de 25, 50 e 75% 118
Figura 93 - Representação das regiões I, II e III do cp 119
Figura 94 - Curvas tensão-deformação de engenharia para os diferentes níveis de preenchimento interno de 15, 25, 50, 75 e 100% 126
Figura 95 - Para amostra de 15% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top/Bottom Layer*; (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos, (c) setorização da região a ser analisada quimicamente e (d) espectro da decomposição química da região analisada 130
Figura 96 - Para amostra de 25% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top*/*Bottom Layer*; (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos, (c) setorização da região a ser analisada quimicamente e (d) espectro da decomposição química da região analisada 132
Figura 97 - Para amostra de 50% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top*/*Bottom Layer*; (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos, (c) setorização da região a ser analisada quimicamente e (d) espectro da decomposição química da região analisada 134
Figura 98 - Para amostra de 75% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top*/*Bottom Layer*; (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos, (c) setorização da região a ser analisada quimicamente e (d) espectro da decomposição química da região analisada 136
Figura 99 - Para amostra de 100% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top*/*Bottom Layer*, (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos, (c)

setorização da região a ser analisada quimicamente e (d) espectro da decomposição química da região analisada 138
Figura 100 - Projeto 3D CAD da prótese (a) Modelagem Falange Proximal (b) Modelagem Falange Medial (c) Modelagem Falange Distal 141
Figura 101 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange proximal: Sólido Base 142
Figura 102 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange proximal: Região de montagem 143
Figura 103 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange proximal: Região de montagem com a palma 144
Figura 104 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange proximal: Rasgo para o elástico de retorno da falange 144
Figura 105 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange proximal: Rasgo para montagem do parafuso e porca 145
Figura 106 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange proximal: Canal para passagem da corda de acionamento 146
Figura 107 - Falange Proximal: Sólido gerado após parametrização dos sketches..... 146
Figura 108 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange medial: Sólido Base . 147
Figura 109 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange medial: Ângulo de movimentação para flexão 148
Figura 110 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange medial: Rasgo para o elástico de retorno da falange 149
Figura 111 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange medial: Canal para passagem da corda de acionamento 150
Figura 112 - Falange Medial: Sólido gerado após parametrização dos sketches 150
Figura 113 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange distal: Sólido Base.... 151
Figura 114 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Região de montagem 151
Figura 115 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Ângulo Lateral ..... .152
Figura 116 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Regra (Rule) para a parametrização dos raios envolvidos na região frontal da falange 153
Figura 117 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Parametrização dos raios: (a) Raio Frontal – P e (b) Raio Lateral - R 153
Figura 118 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Rasgo para o elástico de retorno da falange 154
Figura 119 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Rasgo para montagem do parafuso e porca 155
Figura 120 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Canal para passagem da corda de acionamento 156
Figura 121 - Falange Proximal: Sólido gerado após parametrização dos *sketches*..... 156
Figura 122 - Regra de vinculação de dimensionais 157

Figura 123 - Criação dos parâmetros no ambiente de montagem via *fxParameters* 158
Figura 124 - Montagem das falanges para parametrização do conjunto: (a) Vista Lateral – Parafuso e (b) Vista Lateral - Porca 159
Figura 125 - Criação da interface para usuário (Forms) 160
Figura 126 - Prótese tipo 1 161
Figura 127 - Prótese tipo 2 162
Figura 128 - Prótese tipo 3 163
Figura 129 - Prótese tipo 4 164
Figura 130 - Interface gráfica do usuário (IGU) 165
Figura 131 - Imagens de (a) desenho CAD do dispositivo, (b) tradução do projeto digital para o ambiente de impressão tridimensional 166
Figura 132 - Imagens de (a) impressão da palma e acoplamento direcional, (b) impressão do punho, (c) impressão das falanges, (d) elementos de punho e palma impressos e (e) peso alcançado pelos elementos finais impressos 168
Figura 133 - Imagens do modelo do dispositivo construído 170
Figura 134 - (a) Grupo 1 (15%) - cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado 190
Figura 135 - (a) Grupo 2 (25%) - cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado 191
Figura 136 - (a) Grupo 3 (50%) - cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado 192
Figura 137 - (a) Grupo 4 (75%) - cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado 193
Figura 138 - (a) Grupo 5 (100%) - cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado 194

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Parâmetros e valores para impressão 74
Tabela 2 - Quintuplica para preenchimento (*infill*) igual a 15% 78
Tabela 3 - Quintuplica para preenchimento (*infill*) igual a 25% 78
Tabela 4 - Quintuplica para preenchimento (*infill*) igual a 50% 78
Tabela 5 - Quintuplica para preenchimento (infill) igual a 75% 79
Tabela 6 - Quintuplica para preenchimento (*infill*) igual a 100% 79
Tabela 7 - Valores de Largura e Espessura na região útil do corpo de prova Tipo I norma ASTM D638 – 14 119
Tabela 8 - Resultado das medições e incerteza da região útil para *infill* de 15% 120
Tabela 9 - Resultado das medições e incerteza da região útil para *infill* de 25% 121
Tabela 10 - Resultado das medições e incerteza da região útil para *infill* de 50% 122
Tabela 11 - Resultado das medições e incerteza da região útil para *infill* de 75% 123
Tabela 12 - Resultado das medições e incerteza da região útil para *infill* de 100% 124
Tabela 13 - Resultados médios obtidos do ensaio de tração 125
Tabela 14 - Valores discretos dimensionais das falanges 157

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ASTM – American Society fos 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 17

1.2 Objetivos Específicos 17

2. REVISÃO DE LITERATURA 18

2.1 Mão Humana 18

2.2 Anatomia da Mão Humana 19

2.3 Movimentos da Mão 29

2.4 Processo de Impressão FDM 33

2.4.1 Materiais Para Impressão FDM 36

2.5 Parâmetros de Impressão 39

2.5.1 *Infill* 39

2.5.2 *Shell, Top Layer, Bottom Layer*, Velocidade e Temperatura 42

2.6 Parametrização 45

2.7 Próteses de Mão 46

3 MATERIAIS E MÉTODOS 62

3.1 Material 64

3.2 Equipamentos 65

3.2.1 Impressora FDM 64

3.2.2 Máquina Universal 66

3.2.3 Análise de Fratura 68

3.3 Métodos 70

3.3.1 Normalização 70

3.3.2 Impressão dos Corpos de Prova 74

3.3.3 Ensaio Experimental..... 80

3.3.4 Cálculos das Incertezas no Ensaio de Tração 82

3.3.4.1 Incertezas Tipo A e B 82

3.3.4.2 Incerteza de Medição da Tensão Máxima 82

3.3.4.3 Incerteza no Cálculo da Tensão de Escoamento 86

3.3.4.4 Incerteza no Cálculo do Módulo de Elasticidade 86

3.3.5 Desenvolvimento da Prótese..... 86

3.3.5.1 Dados da Prótese a Projetar 86

3.3.5.2 Forças no Movimento da Mão 86

3.4 Desenvolvimento da Parametrização da Prótese de Mão..... 87

3.4.1 Seleção do Dispositivo Protético 89

3.4.2 Seleção dos Tipos de Amputação da Mão 90

3.4.3 Modelagem Tridimensional e Parametrização Via *Software* 92

3.4.3.1 Método de Parametrização Por Supressão..... 93

3.4.3.2 Amputação Tipo 1: Amputação dos Dedos Indicador, Médio, Anelar e Mínimo 94

3.4.3.3 Amputação Tipo 2: Amputação do Polegar, Anelar e Mínimo 99

3.4.3.4 Amputação Tipo 3: Amputação do Polegar, Indicador e Médio 103

3.4.3.5 Amputação Tipo 4: Amputação Total 107

3.4.4 Parametrização Tridimensional da Prótese 107

3.4.4.1 Parametrização Amputação do Tipo 1 109

3.4.4.2 Parametrização Amputação do Tipo 2 111

3.4.4.3 Parametrização Amputação do Tipo 3 112

3.4.4.4 Parametrização Amputação do Tipo 4 113

3.4.5 Parametrização da Prótese Montada 114

3.5 Interface Para Modificação das Dimensões 115

4 RESULTADOS 117

4.1 Padrão de Preenchimento 117

4.2 Medidas do Corpo de Prova 118

4.3 Ensaio de Tração 125

4.4 Análise da Fratura 127

4.5 Parametrização dos Modelos 3D CAD da Prótese de Mão 140

4.5.1 Desenvolvimento das Parametrizações 140

4.5.1.1 Desenvolvimento das Falanges 140

4.5.1.2 Falange Proximal 141

4.5.1.3 Falange Medial 147

4.5.1.4 Falange Distal 150

4.5.1.5 Tabelas e Interface com Usuário – Criação do *Forms* via *Ilogic* 157

4.6 Modelo Tridimensional das Próteses Gerados 160

4.7 Interface Gráfica do Usuário (IGU) 164

4.8 Impressão do Dispositivo 166

4.9 Construção da Prótese 168

5 CONCLUSÃO 171

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS 173

REFERÊNCIAS 175

APÊNDICES 190

APÊNDICE A – CORPOS DE PROVA E GRÁFICO TENSÃO – DEFORMAÇÃO APÓS O ENSAIO DE TRAÇÃO 190

APÊNDICE B – ALGORÍTMOS DESENVOLVIDOS NOS PROCESSOS DE PARAMETRIZAÇÕES 195

APÊNDICE C – DETALHAMENTO DO PROJETO 214

1. INTRODUÇÃO

Considerada um dos elementos principais do sistema locomotor humano, as mãos permitem o movimento e a manipulação dos objetos. Elas são compostas por músculos, tendões, nervos, vasos sanguíneos e ossos. As mãos são consideradas uma das partes mais complexas e versáteis integrantes do corpo humano, elas localizam-se na extremidade do membro superior, são fundamentais para nossos comportamentos motores, além de permitirem expressar comportamentos sociais e emocionais através de gestos e contatos, e artísticos como nas artes e músicas (HALL, 2016; NEUMANN, 2018; HUANG *et al*., 2022).

Desta forma, elas possuem a capacidade de realizar diferentes e críticas funções que são importantes na vida diária. Portanto, a perda parcial ou total da mão leva os indivíduos afetados a desejarem, como alternativa, substituir de maneira permanente a região ausente, através do uso de dispositivos ortopédicos como as próteses com o propósito de devolver as funcionalidades da mão parcialmente ou totalmente perdida. Essas próteses são construídas para imitar a aparência e a função da mão humana existindo vários tipos diferentes, incluindo próteses passivas, biológicas, mecânicas e biônicas (SARDENBERG *et al*., 2002; WILLIAMS-HATALA *et al*., 2018; DENG *et al*., 2024; NAYAR *et al*., 2025).

O grau de funcionalidade das próteses de mão está diretamente ligado ao nível tecnológico utilizado para a sua concepção. Próteses mais elementares tais como as próteses mecânicas, em que o seu acionamento é via a propulsão muscular possuem movimentos restritos limitando a sua funcionalidade a movimentos comuns como abrir ou fechar a mão em formato de pinça. Os dispositivos mecânicos são mais limitados se comparado às sofisticadas próteses biônicas, em que graças ao emprego de elementos construtivos tecnológicos de última geração, como por exemplo: geração moderna de microprocessadores, placas, atuadores, sensores e componentes de controle, permite ao paciente replicar movimentos da mão sendo bem próximos ao natural obtendo maior

velocidade de retenção e preensão de objetos, tornando possível ao usuário ter maior confiança e grande controle sobre a manipulação de objetos do seu uso cotidiano (BIDDISS *et al*., 2007; ZUNIGA *et al*., 2015; OTTO BOCK, 2019; REYNOLDS *et al*., 2021; NAYAR *et al*., 2025).

Além disso, as próteses de última geração biônicas e neuro próteses funcionam genericamente através de sistemas contendo complexos sensores conectados aos músculos dos usuários com o propósito de captarem os pulsos "sinais" elétricos permitindo elevada mobilidade, com movimentos funcionais e precisos, o que as tornam próteses mais realistas e precisas do mundo, ajudando a restabelecer de uma maneira bem próxima ao natural os movimentos do membro ausente (GUTIÉRREZ-MARTÍNEZ *et al*., 2020; MAKOWSKI *et al*., 2022; MARINELLI *et al*., 2023).

A perda de um membro ou parte dele pode ser causada por uma variedade de razões, incluindo: causas congênitas, lesões, doenças, infecções e neoplasias, dentre essas causas, o recurso utilizado para a retirada total ou parcial do membro é o emprego da amputação. Caracterizada por ser um dos procedimentos cirúrgicos mais antigos da medicina a amputação consiste na 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 (HAWAMDEH; OTHMAN; IBRAHIM, 2008; WETENSCHAPPEN, 2013; LETCHER; ZUO; OLSON, 2014; MARYAM *et al*., 2023).

A pessoa com deficiência encontra grande dificuldade para realizar atividades triviais do seu cotidiano, desta forma um dos maiores propósitos da reabilitação é reintegrar mentalmente e fisicamente o indivíduo dentro da sua nova realidade, ou seja, no seu novo estado mental e corporal, preparando o paciente para adaptação e utilização de dispositivos ortopédicos como, por exemplo, o uso

das próteses, em que o usuário é ensinado capacitando-o de forma que a pessoa seja capaz de utilizar o dispositivo com maior aproveitamento das suas funcionalidades e potencialidades (DORNELAS, 2010; ZUO; OLSON, 2014; ZUNIGA *et al.,* 2015; NAYAR *et al*., 2022; OWAIDI, *et al*., 2024).

Entretanto, atualmente importantes problemas são apresentados pelas próteses convencionais de mão tendo origem em requisitos como: baixo nível de personalização o que leva para um visual estético do dispositivo não muito atrativo, precisões dimensionais que fogem a realidade antropomórfica do membro do paciente, são consideradas pesadas pelos usuários, seu uso pode não ser confortável, dificuldade de manipulação e comodidade, o que impacta diretamente na sua funcionalidade (LAZZARINI *et al*., 2002; LIGHT *et al*., 2008; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013; SMAIL, *et al*., 2020).

Uma prótese de membro superior considerada como “ideal e cômoda” deve ser reconhecida pelo usuário como uma parte pertencente o mais próximo possível do seu corpo natural, substituindo e atendendo dentro de suas potencialidades e funcionalidades as capacidades motores, emocionais e sociais do membro amputado de forma que promova uso prático e agradável (LAZZARINI *et al*., 2002; LIGHT *et al*., 2008; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013; CHANDER *et al*., 2024; KUMAR, *et al*., 2024).

Assim, faz-se necessário desenvolver novos estudos que tenham como propósito o desenvolvimento e aplicação de novas tecnologias em relação a materiais, projeto, parametrização, processos de fabricação e construção de novas próteses de mão, que atendam a todos os níveis de amputações totais e parciais da mão, levando em consideração às precisões dimensionais do paciente, e que possam ser produzidas com tecnologia sustentável como a manufatura aditiva permitindo elevado grau de personalização, qualidade e funcionalidade.

Desta forma, espera-se que dispositivos protéticos desse tipo consigam ser projetados, parametrizados e construídos com o propósito de serem, esteticamente antropomórficos e com design atraente, confortáveis, funcionais e acessíveis ao

usuário favorecendo a interface de uso e adaptação entre paciente e o dispositivo ortopédico, visando melhorar a autonomia e a qualidade de vida das pessoas com deficiência de mão.

Nesse contexto, torna-se evidente a necessidade de se buscar alternativas tecnológicas que aliem desempenho funcional, conforto e estética a um custo acessível. Isso se mostra especialmente importante em países em desenvolvimento, onde grande parte da população não possui condições financeiras para adquirir próteses de alto valor agregado, como as biônicas de última geração. Assim, o desenvolvimento de soluções mais acessíveis, sem abrir mão da qualidade, representa um caminho promissor para ampliar o acesso de pessoas amputadas às tecnologias assistivas, promovendo inclusão social, reabilitação mais eficaz e melhoria na qualidade de vida.

1.1 Objetivo Geral

Desenvolvimento de uma prótese de mão parametrizada para atender a níveis de amputações parciais ou totais da mão humana, confeccionada através de manufatura aditiva.

1.1.1 Objetivos Específicos

- Definir e caracterizar o material usado na fabricação da prótese;
- Desenvolver modelo computacional parametrizado dos dispositivos protéticos;
- Avaliar e incorporar os melhores parâmetros de impressão úteis para o processo de manufatura aditiva *Fused Deposition Modeling* (FDM);
- Construção do dispositivo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo é abordado a importância da mão humana levando em consideração a sua anatomia e seus movimentos, conceituando os parâmetros de impressão aplicados na manufatura aditiva, o processo de impressão *Fused Deposition Modeling* (FDM), processo de parametrização, os materiais mais comumente empregados no processo de impressão do tipo FDM e próteses de mão.

2.1 Mão Humana

A mão é considerada como sendo um dos principais órgãos efetores dos nossos comportamentos motores mais complexos e importantes do corpo humano, sendo responsável por exercer funções relacionadas ao tato e apreensão dos objetos (NEUMANN, 2018; SEGURA*, et al*., 2024).

Considerada como um dos principais meios de interação do corpo com o ambiente a mão, ilustrada na Figura 1, tem relevante importância para o ser humano em razão de permitir a realização de grande e distintas variedades de atividades, englobando tarefas como manipulação de objetos, escrita e desenho, digitação, atividades manuais como costurar e cozinhar, expressão corporal através de gestos e sinais, atividades musicais como tocar e compor, atividades esportivas como jogar tênis e basquete, cuidados pessoais como banhar-se e vestir-se.

Além disso, a mão desempenha um importante papel no que se refere à vida profissional, a execução de trabalhos que precisam da destreza e posicionamento das mãos, como por exemplo: artesãos, professores, operadores de máquinas e ferramentas, instaladores de componentes elétricos e mecânicos, padeiros, pedreiros, motoristas, cirurgiões, massoterapeutas, entre outros, é através das mãos que podem exercer de maneira eficiente e segura a sua profissão (KAPANDJI, 2000; NEUMANN, 2018; SEGURA *et al*., 2024).

Em suma, as mãos humanas são uma parte crucial da capacidade humana de realizar ações e interagir com o ambiente, permitindo a realização de uma ampla

gama de atividades simples, como pegar um corpo cilíndrico, até mais complexas, como tocar um instrumento musical.

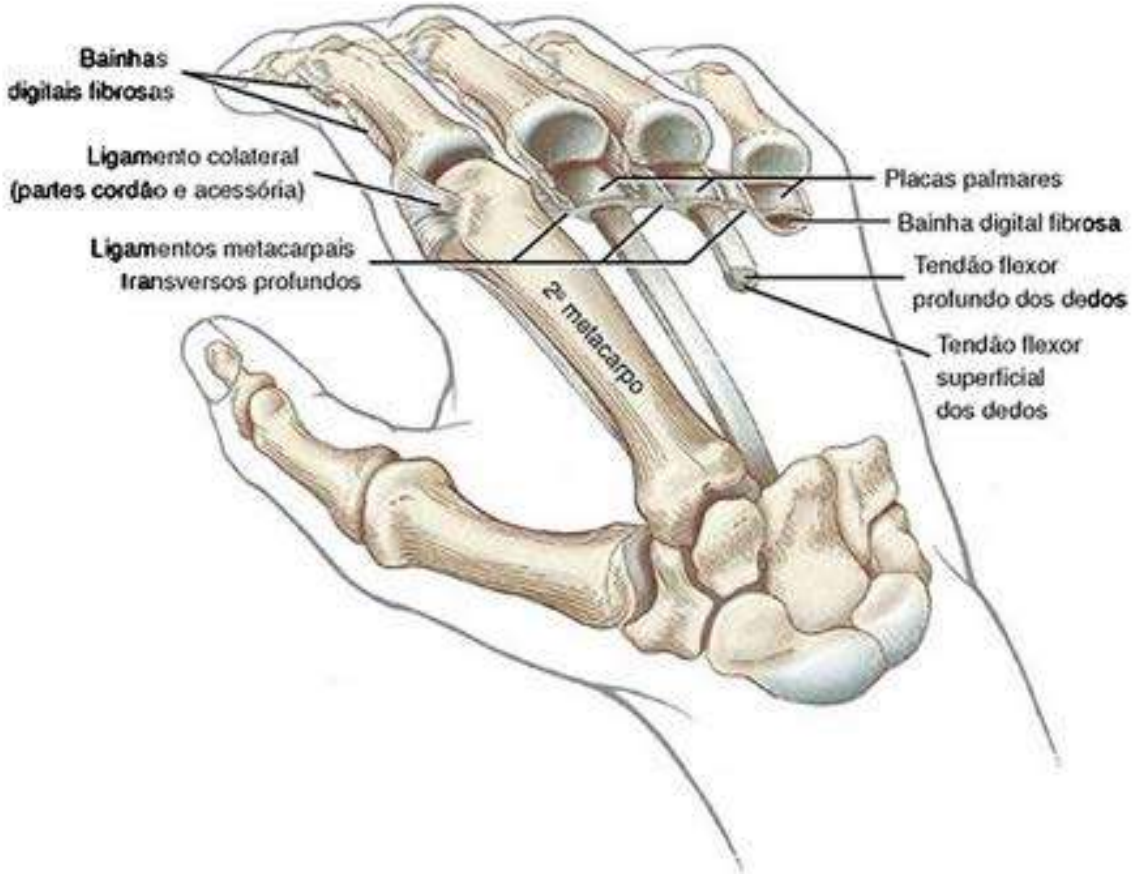
Figura 1 - Ilustração de interação entre corpo e mão

Fonte: adaptado de Neumann, 2018.

2.2 Anatomia da Mão Humana

Sendo a parte mais distal do corpo humano, a mão corresponde ao segmento terminal do membro superior, através da continuação do punho e termina com os dedos que servem para o tato e apreensão dos objetos. A mão possui uma estrutura anatômica complexa composta de ossos, músculos, tendões e nervos, que permitem a movimentação precisa e manipulação de objetos, a Figura 2 ilustra de maneira genérica os tecidos conjuntivos periarticulares nas articulações metacarpofalangeanas, alguns ossos metacárpicos, ligamentos e tendões.

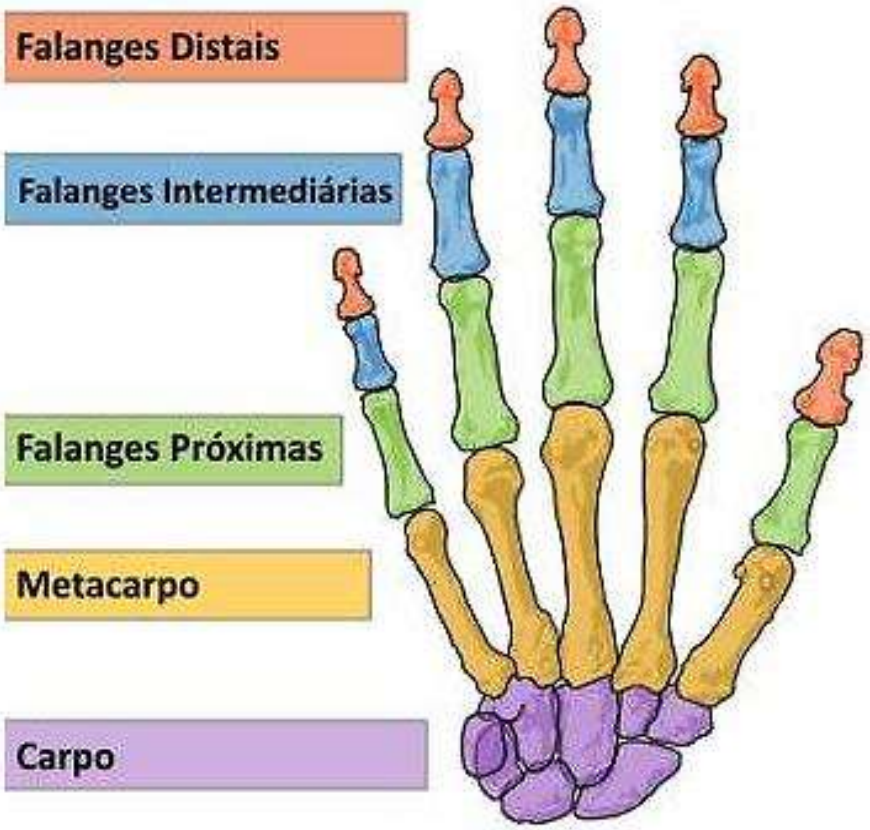
Figura 2 - Ilustração visão dorsal da mão com ênfase nos tecidos conjuntivos periarticulares nas articulações metacarpofalangeanas



Fonte: Neumann, 2018.

Sua arquitetura biológica é composta pelo total de vinte e sete ossos, em que todos trabalham em conjunto com o propósito que juntamente com os músculos e articulações, permitem o manuseio e posicionamento dos objetos no espaço conforme mostrado na Figura 3.

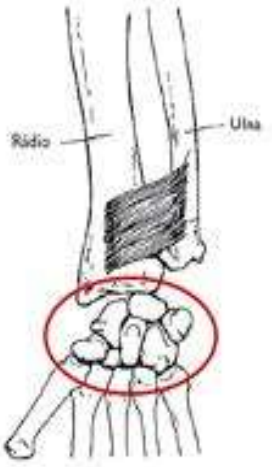
Figura 3 - Ilustração dos 27 ossos da mão destacados em cores



Fonte: adaptado de Vosniadou, 2015.

O punho (articulação radiocarpal) localiza-se entre o rádio e os ossos do metacarpo, são caracterizados por ser a interface entre a região da mão e do antebraço, possuem oito ossos distribuídos em duas fileiras: Proximal e Distal região destacado em vermelho conforme mostrado na Figura 4 (PORTELA; HALL, 2016).

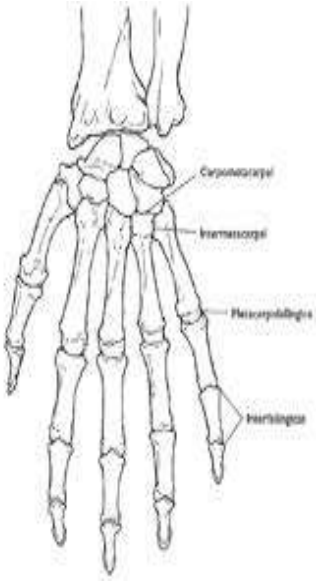
Figura 4 - Ilustração da região dos ossos do Carpo



Fonte: adaptado de Hall, 2016.

Especificadamente a região posterior à articulação radiocarpal (pulso) é constituída de diversas articulações tais como: a carpometacarpal, intermetacarpal, metacarpofalângica e interfalângicas, mostradas na Figura 5, sendo elas responsáveis por permitir a grande capacidade de movimento da mão (HALL, 2016).

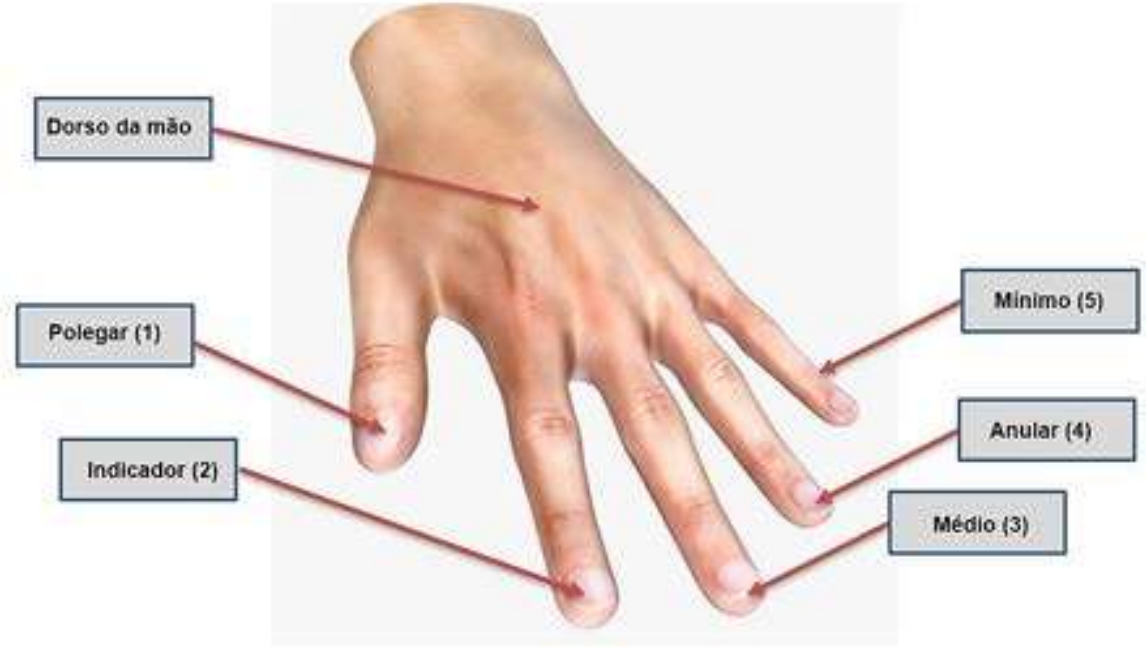
Figura 5 - Ilustração das articulações da mão



Fonte: Hall, 2016.

Em relação aos metacarpos a mão é constituída de cinco metacarpos e cada um dos cinco dedos contém um conjunto de falanges. Os dedos são designados numericamente de um a cinco, ou como polegar e dedos indicador, médio, anular e mínimo como mostrado na Figura 6. (NETTER, 2000; PORTELA; HALL, 2016).

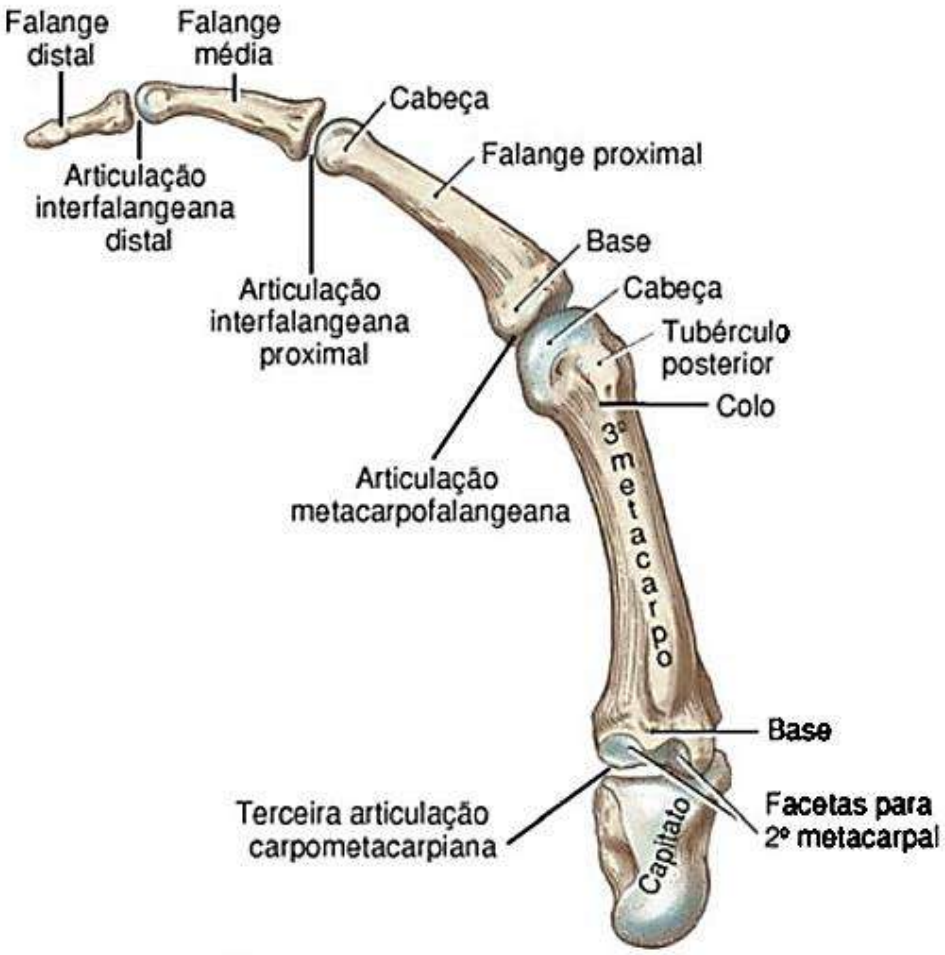
Figura 6 - Nomenclatura dos dedos da mão humana



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

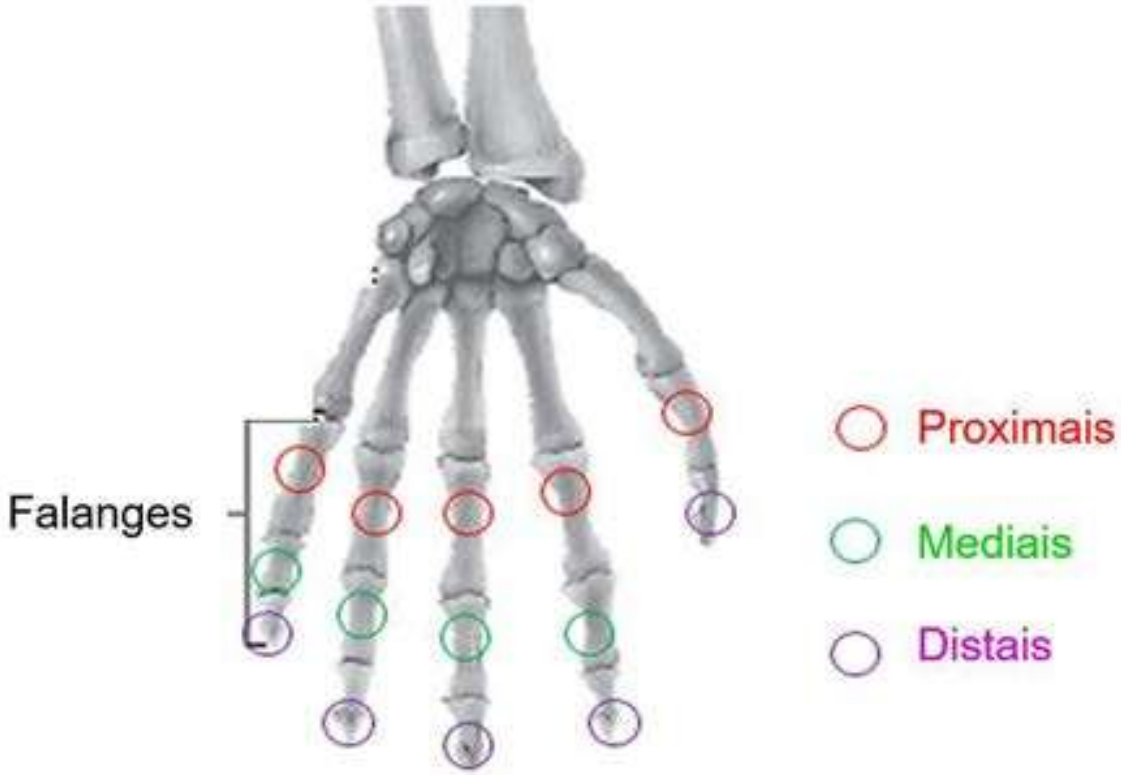
As Falanges são os ossos que formam os dedos da mão e possuem diferentes nomes de acordo com a posição ocupada (Figura 7). Na Figura 8 a região destacada na cor vermelha é denominada de falanges proximais, na cor verde de falanges médias e na cor roxa falanges distais, respectivamente (PORTELA; HALL, 2016).

Figura 7 - Ilustração visão radial do terceiro dedo, incluindo ossos capitato do carpo



Fonte: Neumann, 2018.

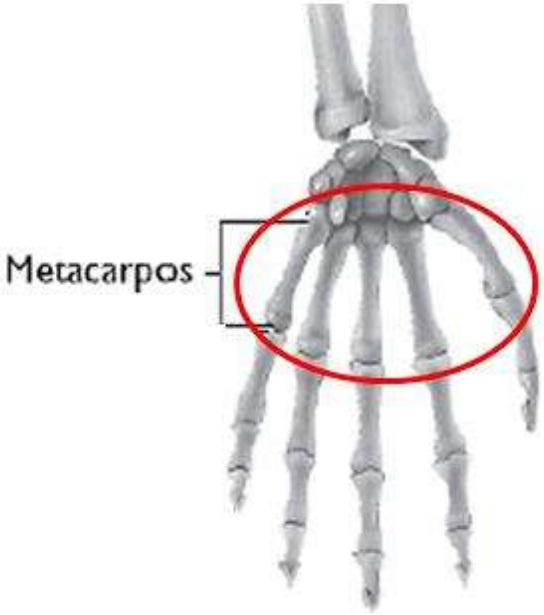
Figura 8 - Ilustração em cores dos ossos das falanges



Fonte: Adaptado de Hall, 2016.

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 9 (PORTELA; HALL, 2016).

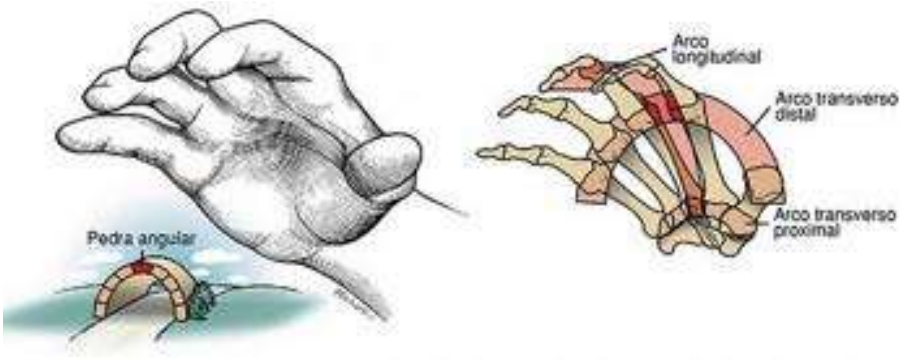
Figura 9 - Ilustração da região dos ossos do metacarpo



Fonte: Adaptado de Hall, 2016.

A mão possui uma concavidade natural da região palmar, uma vez que os ossos da mão humana formam três arcos: arco longitudinal, arco transverso distal e um arco transverso proximal. Semelhante à maioria dos arcos em edifícios e pontes, os arcos da mão são suportados por uma estrutura com uma “pedra angular” central. O osso capitato é a pedra angular do arco transverso proximal, reforçado por múltiplos contatos com outros ossos e fortes ligamentos intercarpianos como mostrado na figura 10 (NEUMANN, 2018).

Figura 10 - Concavidade natural da palma da mão e os três sistemas de arcos integrados



Fonte: Neumann, 2018.

Estes arcos são importantes para a estabilidade da mão e suportam as atividades de movimento e força, como agarrar e escrever. Além disso, eles protegem os nervos, tendões e vasos sanguíneos que passam pela mão (NEUMANN, 2018).

As Figuras 11 e 12 ilustram todos os ossos da mão em vista anterior e posterior, respectivamente, ilustrando como é complexa a estrutura da mão. E por fim, a Figura 13 mostra a estrutura completa da mão ilustrando tendões, membrana óssea, ligamentos, entre outros constituintes (HALL, 2016; NEUMANN, 2018).

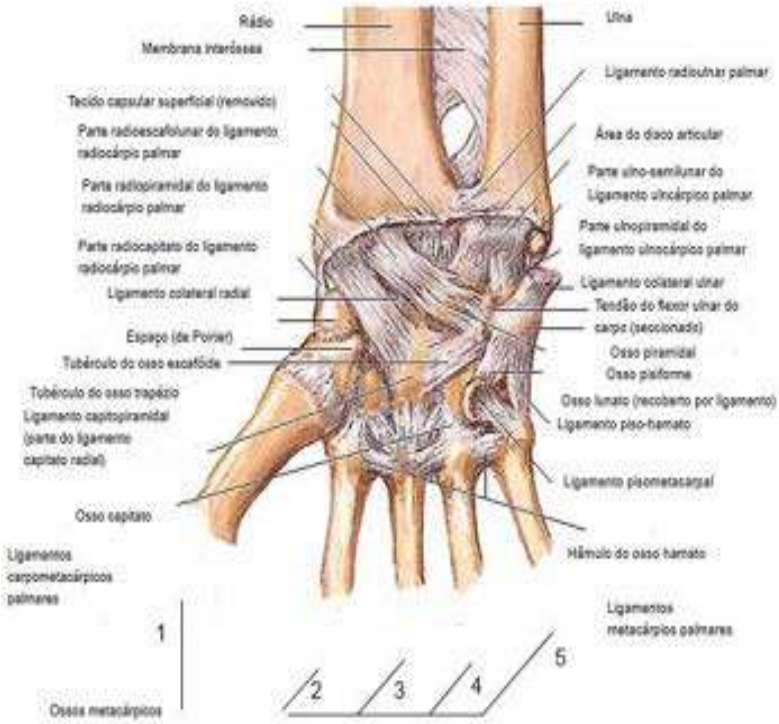
Figura 11 - Ilustração visão palmar direita da estrutura dos ossos de punho e mão

Fonte: Neumann, 2018.

Figura 12 - Ilustração visão dorsal direita da estrutura dos ossos de punho e mão

Fonte: Neumann, 2018.

Figura 13 - Ilustração da estrutura da mão

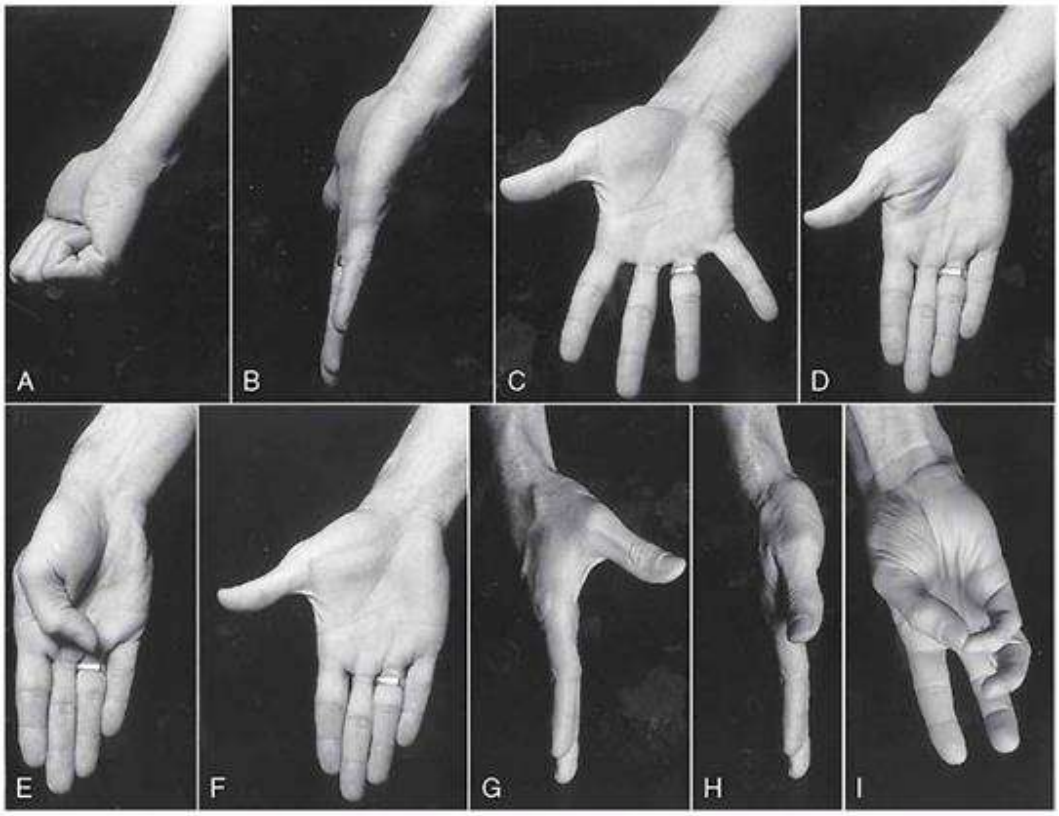


Fonte: Netter, 2000.

2.3 Movimentos da Mão

A mão humana tem a capacidade de executar movimentos complexos, como exemplificados na Figura14, tais como: (A) Flexão – dobrar os dedos para baixo; (B) Extensão – estender os dedos para fora; (C) Abdução – afastar os dedos uns dos outros; (D) Adução – aproximar os dedos uns dos outros; (E) Flexão do polegar – aproximar o polegar junto a palma da mão; (F) Extensão do polegar – afastar o polegar da região palmar; (G) Abdução do polegar – afastamento do polegar aos outros dedos; (H) Adução do polegar – aproximação do polegar em relação aos outros dedos; (I) Oposição do polegar – quando ele se move para o lado oposto dos dedos. (HALL, 2016; NEUMANN, 2018).

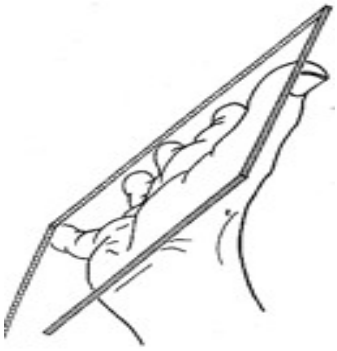
Figura 14 - Sistema de denominação dos movimentos dentro da mão. De A até D, movimento dos dedos. E a I, movimento do polegar. (A, flexão dos dedos; B, extensão dos dedos; C, abdução dos dedos; D, adução dos dedos. E, flexão do polegar; F, extensão do polegar; G, abdução do polegar; H, adução do polegar; e I oposição do polegar)



Fonte: Neumann, 2018.

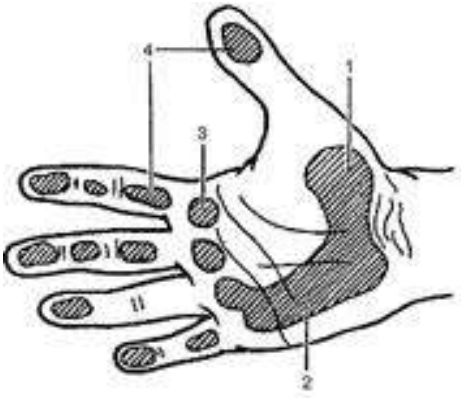
De acordo com Kapandji (1980) para pegar objetos a mão deve adaptar a sua forma. Para uma superfície plana, como por exemplo, a face de um vidro (Figura 15), a mão se estende e se aplaina, entrando em contato com quatro distintas áreas: (1) com a porção muscular na palma da mão logo abaixo do polegar denominada de eminência tênar; (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 16 com os números 1, 2, 3 e 4 respectivamente, permanecendo distante da superfície do vidro apenas a parte inferior-externa da palma.

Figura 15 - Ilustração da mão se adaptando para pegar a superfície plana



Fonte: Kapandji, 1980.

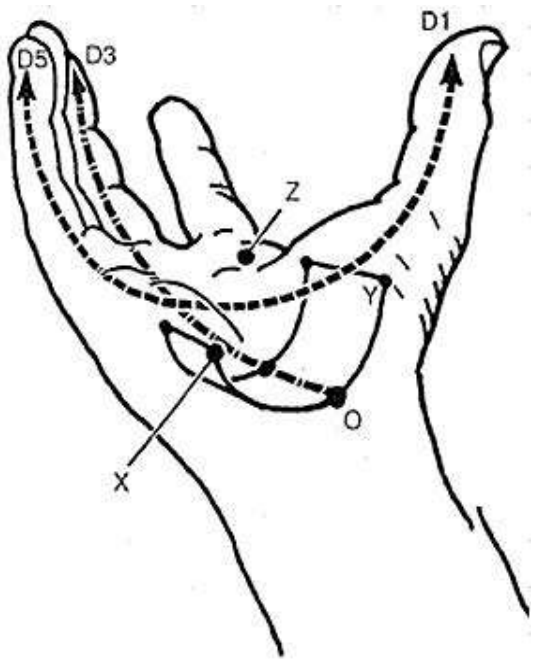
Figura 16 – Ilustração das áreas em contato com a superfície plana



Fonte: Kapandji, 1980.

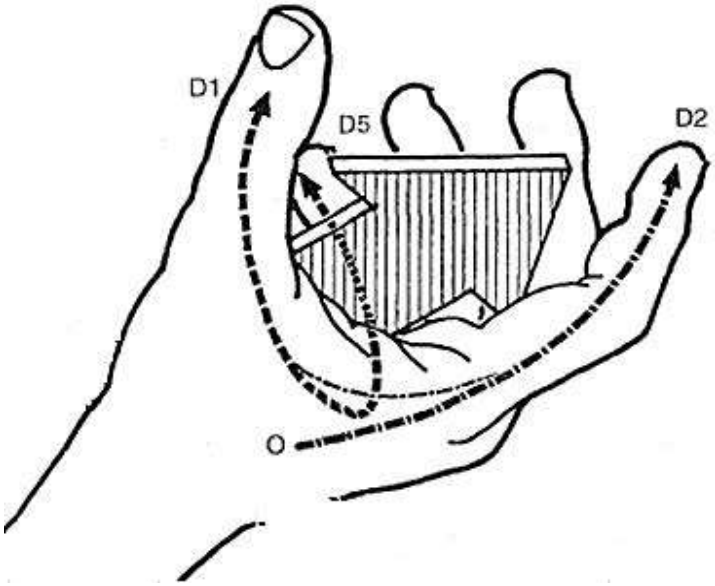
Por outro lado, ainda segundo Kapandji (1980) quando se deseja pegar um objeto volumoso, a mão se escava e formam-se arcos orientados em três direções, sendo eles: (1) no sentido transversal (Figura 17) em que o arco do carpo XOY corresponde à concavidade do maciço do carpo, no qual se alinham as cabeças metacarpianas; (2) no sentido longitudinal (Figura 18) 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 obliquo (Figura 19) em que os arcos de oposição do polegar com outros quatro dedos, permitem a união e a oposição do polegar e o dedo indicador, e do polegar e o dedo mínimo.

Figura 17- Sentido transversal



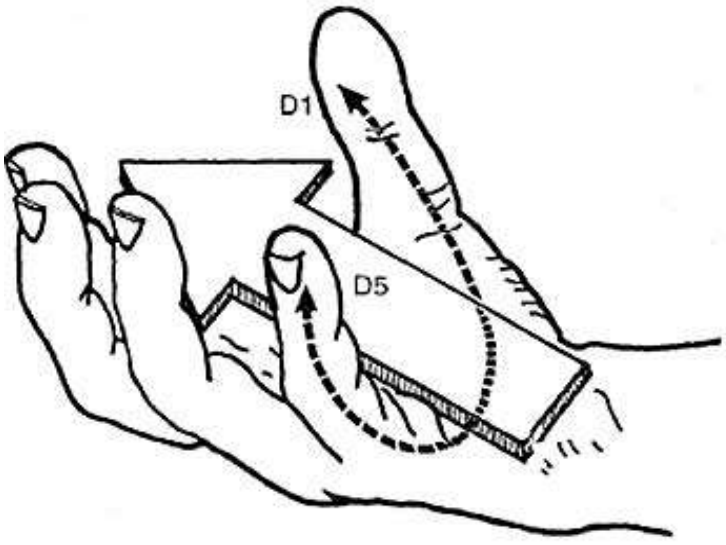
Fonte: Kapandji, 1980.

Figura 18 - Sentido longitudinal



Fonte: Kapandji, 1980.

Figura 19 - Sentido obliquo



Fonte: Kapandji, 1980.

2.4 Processo de Impressão FDM

A impressão 3D é uma forma de tecnologia de fabricação aditiva onde um modelo tridimensional é criado por sucessivas camadas de material a partir de um modelo 3D digital (PECHO *et al*., 2019; KNOOP *et al*., 2015; ZUNIGA, 2022).

A manufatura aditiva é uma categoria de tecnologias de fabricação em que é possível construir objetos tridimensionais camada por camada, ao invés de retirar material, como nos processos de fabricações mais comumente empregados como na usinagem.

Em relação à manufatura aditiva, os materiais são adicionados em camadas superfinas, geralmente com espessuras de apenas alguns micrômetros, até que o objeto desejado seja construído.

Desta forma, a impressora 3D controla a posição e a forma dessas camadas de deposição de material, utilizando dados de um modelo digital, permitindo que sejam produzidos objetos complexos com geometrias irregulares ou internas, que seriam difíceis ou impossíveis de serem produzidas por meios convencionais.

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).

Atualmente 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 em impressoras 3D do tipo FDM envolve várias etapas principais, que são essenciais para a criação de objetos tridimensionais. Essas etapas são mostradas na figura 20 e incluem:

Figura 20 – Fluxograma Processo de Impressão FDM

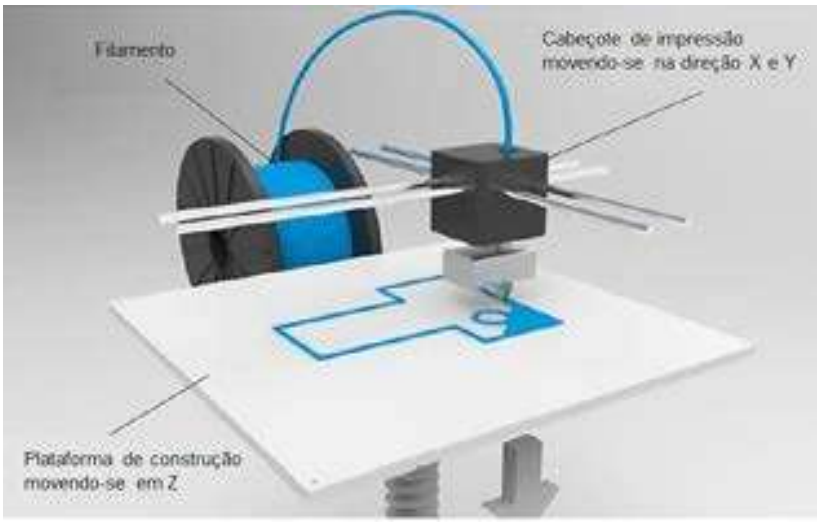
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

1- **Desenvolvimento do Modelo**: A primeira etapa consiste na criação do objeto a ser impresso, resultando em um arquivo de desenho 3D, comumente denominado CAD (*Computer-Aided Design*). Esse arquivo contém as informações detalhadas sobre a geometria e as dimensões do objeto.

2- **Conversão do Arquivo**: Após a finalização do modelo CAD, o arquivo é convertido para um formato compatível com o *software* da impressora 3D. Essa conversão é crucial, pois permite que a impressora compreenda as instruções necessárias para a impressão tridimensional.
3- **Segmentação do Modelo**: Com o arquivo convertido, o *software* da impressora realiza a segmentação do modelo, dividindo-o em camadas. Essa segmentação é fundamental para a impressão, pois permite que o objeto seja construído camada por camada, garantindo precisão e detalhes na reprodução do modelo virtual.
4- **Início da Impressão**: Após a geração das camadas, o processo de impressão começa efetivamente. A impressora inicia a deposição do material, seguindo o caminho determinado pela segmentação.
5- **Processo de Deposição**: A impressão em FDM baseia-se no princípio do aquecimento do filamento, que é a matéria-prima utilizada. O filamento é alimentado na impressora, onde é derretido em um cabeçote aquecido. Uma vez fundido, o material viscoso é depositado na plataforma de construção nas direções X e Y, formando as camadas do objeto. Esse processo se repete até que todo o modelo virtual esteja fisicamente construído.

A Figura 21 ilustra o processo de impressão FDM (KNOOP *et al*., 2015; NERY *et al*., 2016; PECHO *et al*., 2019; SAWANT *et al*., 2023; BORTHAKUR, *et al.*, 2025).

Figura 21 - 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 e aplicações em uma ampla gama de indústrias, incluindo engenharia, medicina, arquitetura, gastronomia e design. 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; SHARMA *et al*., 2022; AMARASINGHE *et al*., 2024).

2.4.1 Materiais Para Impressão FDM

A impressão FDM pode ser feita com uma ampla variedade de materiais, incluindo plásticos como o PLA (Ácido Polilático) e o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno), materiais compostos com fibra de carbono, nylon, PETG (Polietileno Tereftalato Glicol) entre outros. Alguns materiais são escolhidos por sua resistência,

durabilidade e capacidade de ser usinado, enquanto outros são escolhidos por sua capacidade de ser colorido ou transparente. O material a ser usado depende da aplicação desejada na peça impressa (PANES *et al.*, 2018; 3DLAB, 2024).

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, 2024).

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, 2024).

Os filamentos PLA e ABS são amplamente reconhecidos por suas boas características durante o processo de impressão, conforme detalhado na figura 22. Ambos apresentam elevada facilidade de uso, resultando em impressões de alta qualidade e resistência mecânica. O PLA, com um módulo de elasticidade de aproximadamente 3.5 GPa e uma resistência à tração de 50-70 MPa, é ideal para aplicações que requerem rigidez e durabilidade. Por outro lado, o ABS, que possui um módulo de elasticidade em torno de 2.3 GPa e resistência à tração de 30-50 MPa, oferece uma combinação excelente de flexibilidade e resistência ao impacto. Esses atributos conferem aos materiais impressos não apenas boas propriedades mecânicas, mas também tornam o processo de impressão mais produtivo e eficiente (PANES *et al.*, 2018; CLIEVER, 2019; 3DLAB, 2024).

Figura 22 - Propriedades mecânicas dos filamentos PLA e ABS para impressão 3D

Propriedade Mecânica	Filamento PLA	Filamento ABS
Módulo de Elasticidade	Aproximadamente 3.5 GPa	Aproximadamente 2.3 GPa
Resistência à Tração	50-70 MPa	30-50 MPa
Alongamento na Ruptura	6-10%	15-25%
Dureza	70-85 Shore D	100-120 Shore D
Temperatura de Deformação	~60 °C	~100 °C
Impacto Izod (notched)	2-3 kJ/m²	15-20 kJ/m²
Densidade	~1.24 g/cm³	~1.04 g/cm³
Temperatura de Impressão	190-220 °C	220-250 °C

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Atualmente, o TRITAN, um copoliéster termoplástico, se destaca no mercado de impressão 3D como um material de alta qualidade. Este material possui uma combinação relevante de propriedades que o tornam especialmente adequado para uma variedade de aplicações.

Ele apresenta resistência à tração de aproximadamente 70 MPa, garantindo robustez suficiente para suportar forças significativas. Além disso, o TRITAN tem uma temperatura de deformação térmica (HDT) em torno de 110°C, o que lhe permite manter a integridade estrutural em condições de alta temperatura, crucial para aplicações que exigem durabilidade sob calor.

Por fim, sua resistência química é outro ponto forte, sendo altamente resistente a produtos químicos, incluindo solventes e óleos, o que aumenta sua aplicabilidade em ambientes industriais. Essa combinação de propriedades torna o TRITAN uma escolha nobre e confiável no campo da impressão 3D, permitindo a produção de peças que exigem alta performance e durabilidade. Em suma, o TRITAN combina a elevada resistência mecânica e térmica do PLA com a facilidade de impressão do ABS, oferecendo uma solução ideal que une a robustez do PLA e a confiabilidade do ABS (DURGASHYAM *et al.*, 2019; CLIEVER, 2019; 3DLAB, 2024).

2.5 Parâmetros de Impressão

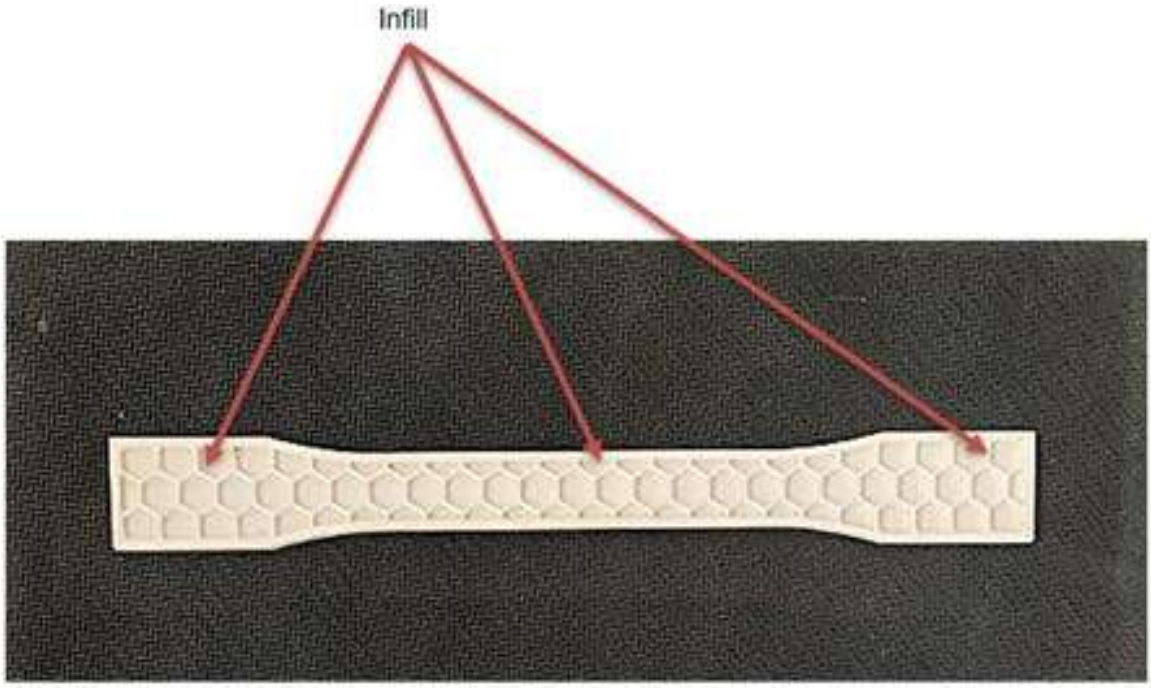
A respeito da fabricação de peças usando impressão 3D, uma vez que, definiu-se o tipo de material, com base nas suas propriedades mecânicas e químicas, a ser utilizado no processo de impressão tridimensional, é de suma importância a definição dos principais parâmetros de trabalho, definindo o tipo de 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: *Infill, Shell, Top Layer, Bottom Layer*, Velocidade e Temperatura.

2.5.1 *Infill*

Este parâmetro é responsável pelo preenchimento e está diretamente relacionado à densidade de enchimento da peça. Sendo responsável pelo núcleo do elemento impresso conforme destacado na Figura 23, 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, 2024).

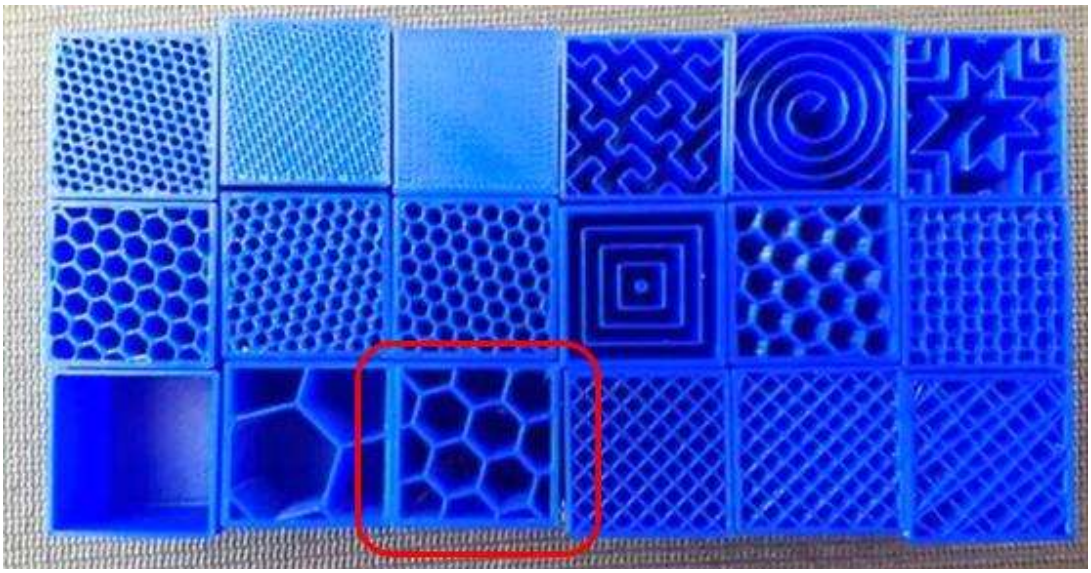
Figura 23 - Parâmetro de preenchimento *infill*



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Visto a grande disponibilidade de estudos na literatura que avaliam os diferentes padrões de *infill* e sua densidade de preenchimento, como mostrado na Figuras 22, 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 ou *Honeycoomb*, mostrado destacado em vermelho na Figura 24**.** Uma vez que, este tipo de preenchimento alcança uma fusão completa entre as linhas de preenchimentos "*Layers*", e sua combinação geométrica de 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; KUMAR *et al*., 2024).

Figura 21 - Diferentes tipos de *infill*



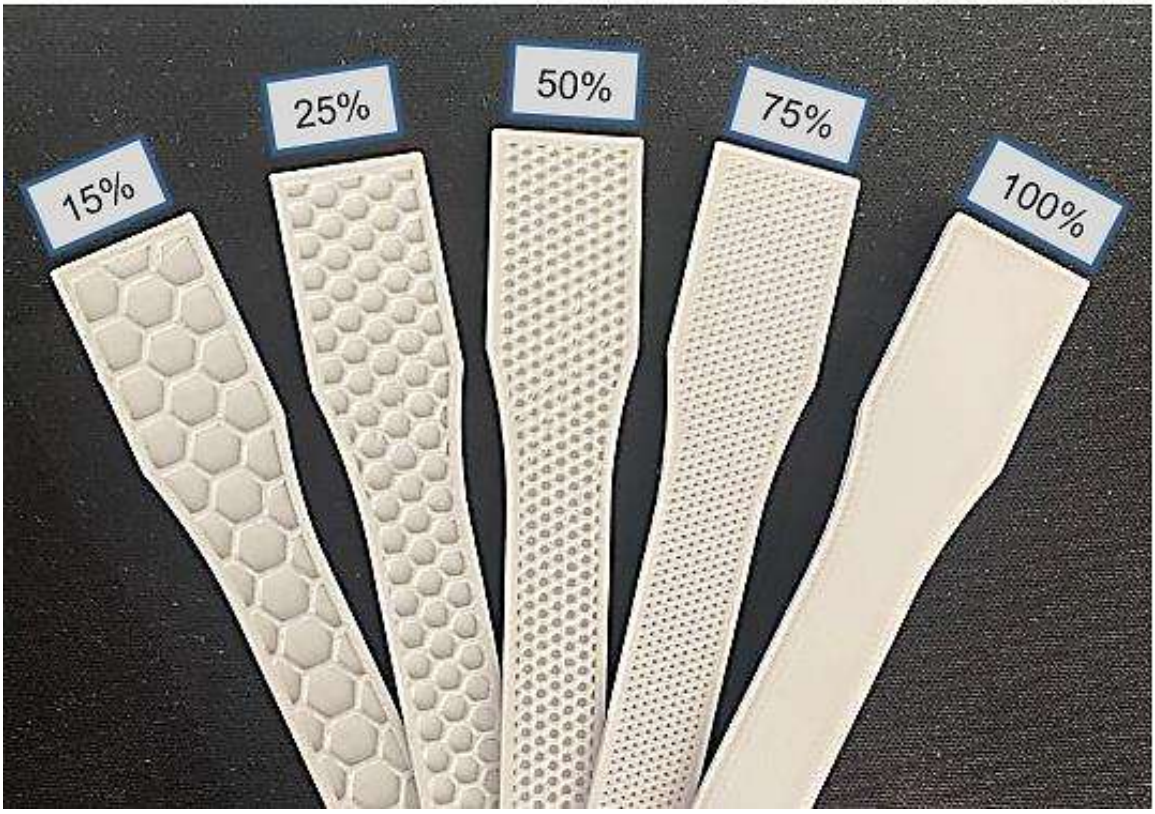
Fonte: 3DFila, 2022.

A Figura 25 ilustra a variação percentual do preenchimento interno (*infill*) em um modelo impresso em 3D. À medida que a porcentagem de preenchimento aumenta, mais material é adicionado ao interior da peça, resultando em maior resistência e estabilidade estrutural. Este aspecto é fundamental, pois a escolha do preenchimento interno influencia diretamente o desempenho mecânico do objeto final. Para uma geometria específica, o *infill* pode ser ajustado em diferentes padrões, densidades e até mesmo materiais, dependendo das exigências funcionais e estéticas da peça.

Por exemplo, um preenchimento mais denso pode ser preferido para componentes que precisarão suportar cargas pesadas ou que serão submetidos a tensões mecânicas consideráveis. Já um preenchimento mais leve pode ser utilizado em modelos onde a redução de peso é prioritária, como em peças decorativas ou protótipos. Os padrões de preenchimento, que incluem opções como *grid*, hexagonal e triangular, também afetam a distribuição de força e a flexibilidade do objeto impresso, permitindo personalizações que atendam a necessidades específicas. Assim, a configuração do *infill* é uma etapa crucial no processo de

impressão, permitindo otimizar tanto a funcionalidade quanto a eficiência do material utilizado.

Figura 22 - Exemplos de diferentes densidades de preenchimentos



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

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 (Figura 26), sendo eles:

(1) *Shell:* fator responsável pela camada “parede/casca” externa, exerce influência direta na proteção lateral e no aspecto estético da peça impressa , 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, 2024);

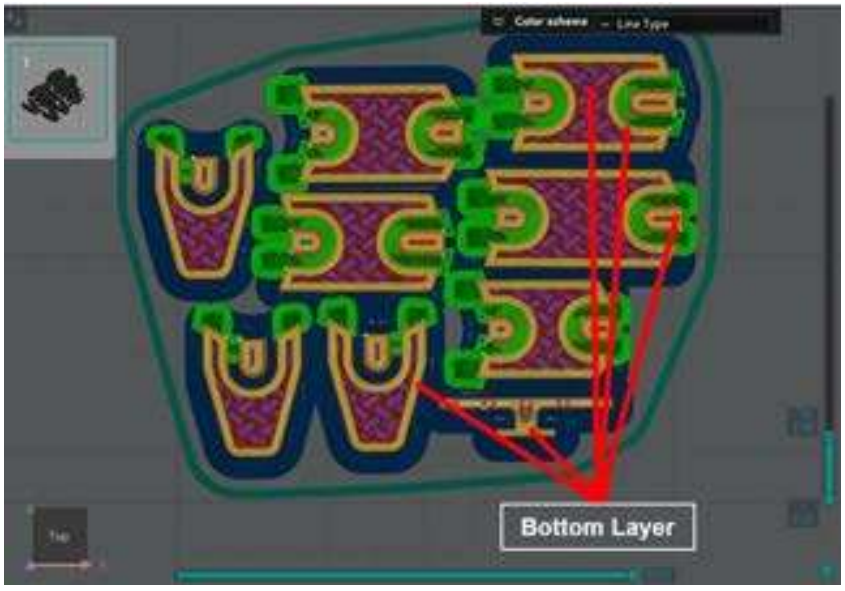
(2) *Top Layer:* refere-se às camadas de fechamento superiores tendo como objetivo a confecção do topo das peças, sendo responsáveis pelo fechamento superior da peça. Recomenda-se que a peça tenha de 3 a 8 camadas para fazer o fechamento (3D Fila, 2024);

(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, 2024);

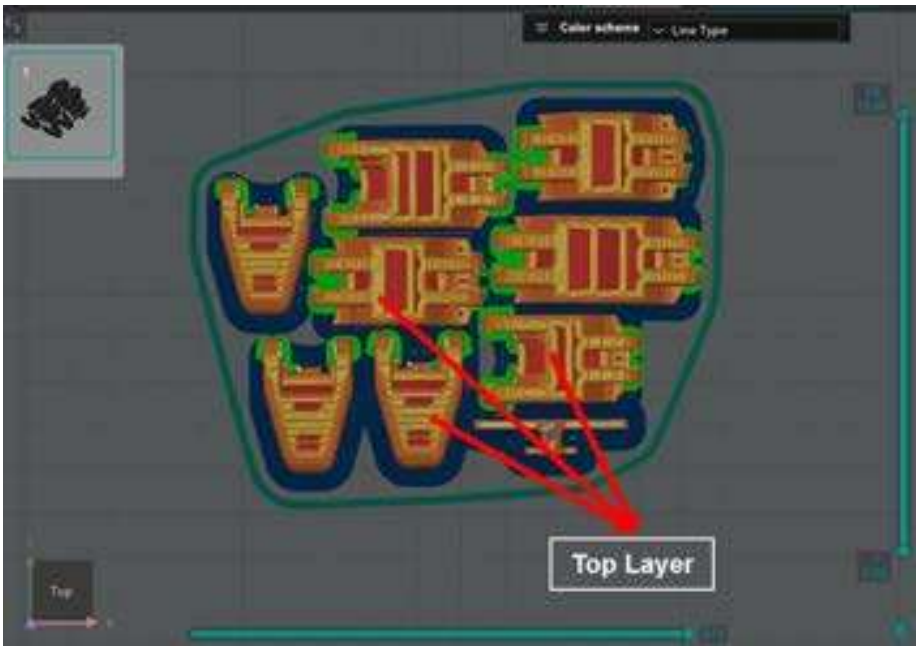
(4) Velocidade: parâmetro relacionado com o tempo de impressão e aderência entre camadas, um dos valores de velocidade mais comumente utilizado pela literatura e adotado para este estudo é de 45 mm/s;

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, 2024).

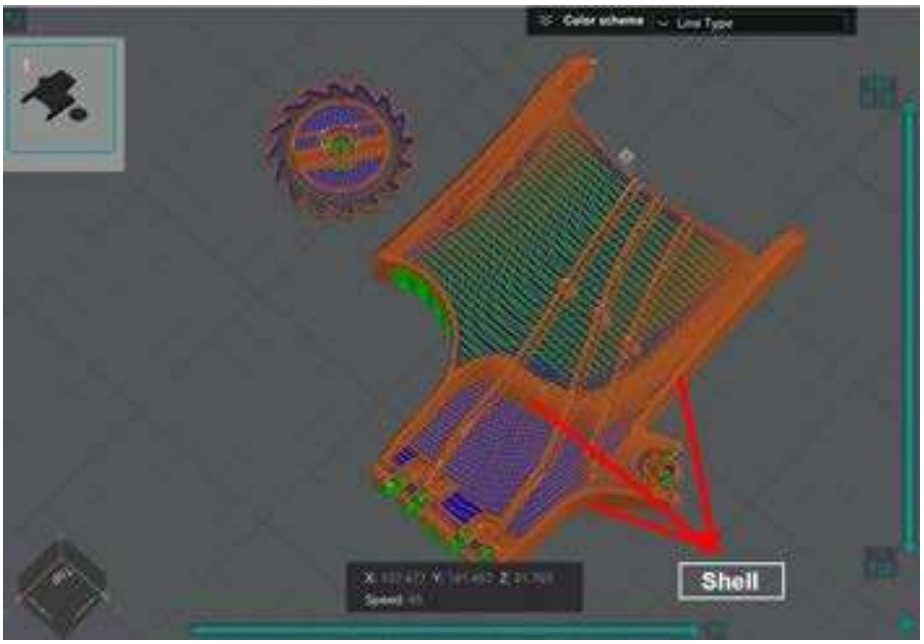
Figura 23 - Parâmetros de impressão (a) *Bottom Layer*, (b) *Top Layer* e (c) *Shell.*



(a)



(b)



(c)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

2.6 Parametrização

Segundo Sellmeier e Paranhos (2015), a parametrização é um conceito que se relaciona com a descrição de um objeto matemático por meio de parâmetros. É, portanto, o processo de representar curvas, superfícies ou objetos em um espaço n-dimensional através de funções matemáticas que dependem de um ou mais parâmetros. No contexto do desenvolvimento de dispositivos médicos, como próteses, a parametrização se torna essencial, pois envolve a identificação e definição dos parâmetros necessários para especificar um modelo ou objeto geométrico.

Nos projetos CAD (*Computer Aided Design*), a parametrização é uma ferramenta valiosa que permite associar parâmetros a elementos de desenho, como linhas, curvas, superfícies e sólidos. Este recurso possibilita a criação de designs flexíveis e dinâmicos, onde dimensões e formas podem ser facilmente ajustadas para atender a requisitos específicos (FILHO, 2019; SUN, 2020). Por exemplo, ao se projetar uma prótese de mão, a parametrização permite que as dimensões do dispositivo sejam rapidamente adaptadas às necessidades do usuário, levando em consideração fatores como a idade, sexo e nível de amputação.

Quando os parâmetros definidos são alterados, o desenho é atualizado automaticamente para refletir as novas dimensões, garantindo que os elementos constituintes da prótese se encaixem corretamente e funcionem de maneira eficaz (LIATSIKOURAS, 2020; RAHMAN, 2023). Essa abordagem não apenas agiliza o processo de design, mas também minimiza erros, permitindo que engenheiros e profissionais de saúde concentrem seus esforços nas premissas de inovação em vez de se perderem em tarefas repetitivas.

Na literatura, diversos projetos têm demonstrado a eficácia da parametrização na criação de próteses personalizadas. Por exemplo, Kahraman *et al*. (2020) apresentaram um modelo paramétrico para dedos de mão que se ajusta automaticamente às medidas antropométricas do paciente, otimizando o conforto e a funcionalidade. Parkhomenko *et al*. (2021) também exploraram a utilização de software de modelagem paramétrica como futuro na confecção de próteses de

membros superiores e inferiores, enfatizando a importância da customização e do ajuste preciso às necessidades do usuário.

Assim, a parametrização em projetos CAD para próteses de mão não apenas melhora a eficiência do design, mas também tem o potencial de elevar significativamente a qualidade de vida de pessoas com deficiência, ajudando-as a recuperar a independência e a capacidade de realizar tarefas cotidianas. Ao permitir a criação de dispositivos ortopédicos personalizados, essa abordagem representa um avanço importante na medicina assistiva.

2.7 Próteses de Mão

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 de mão só é possível devido à existência de um grande número de articulações (HALL, 2016; SAVSANI, *et al*., 2022; BEUTEL, *et al*., 2025).

Desta forma, no decorrer dos anos, diversas pesquisas foram desenvolvidas em diferentes campos, como por exemplo: biomecânica, mecanismos, materiais, geometrias, comportamento mecânicos estruturais e dos elementos construtivos, entre outros, no que se refere ao processo de desenvolvimento de próteses.

Evidencia-se 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.

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; GABALLA, *et al*., 2022; OWAIDI, *et al*., 2024).

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 27 (BOCCOLINI, 2000; NORTON, 2007; ARAÚJO, 2017).

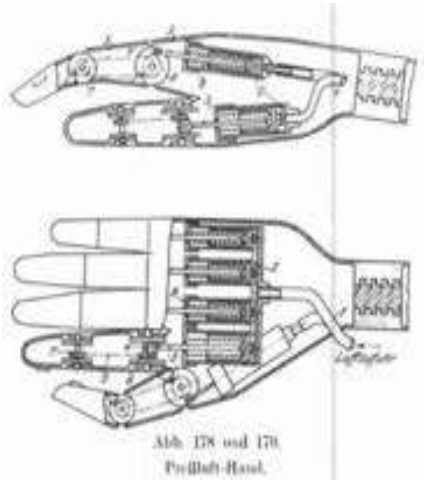
Figura 24 - Prótese desenvolvida para veteranos de guerra do século XX

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 tocante as primeiras próteses desenvolvidas com algum tipo de motor. Segundo o autor, a primeira prótese ativa, mostrada na Figura 28 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.

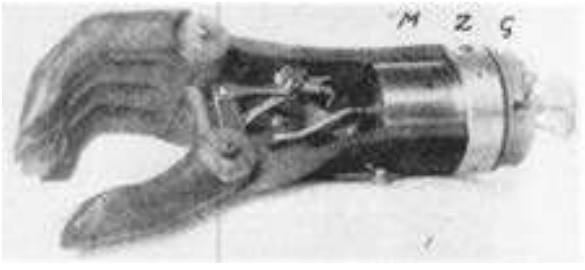
Figura 25 - Projeto mão pneumática alemã 1919



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 29) 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 26 - Primeira prótese de mão mioelétrica 1943



Fonte: adaptado de Childress, 1985.

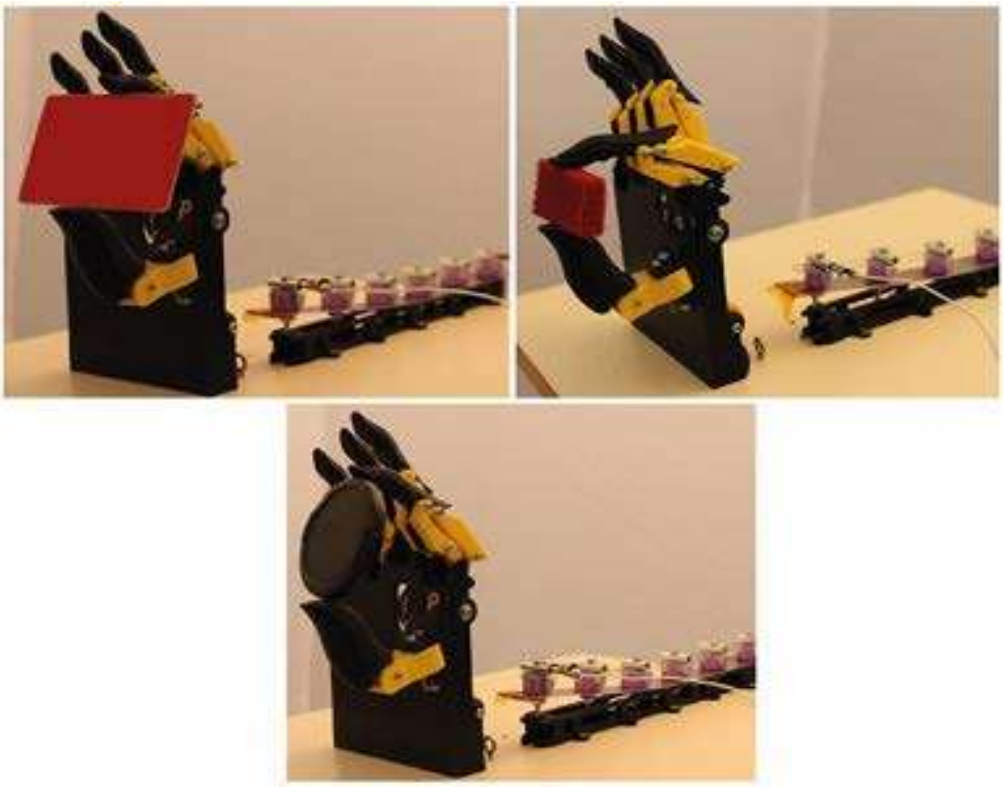
Considera-se o ano de 1945 um ponto de virada no desenvolvimento de próteses, marcando o início das pesquisas para o desenvolvimento de próteses tecnológicas e modernas. Com o término da Segunda Guerra Mundial, nos Estados Unidos da América (EUA), os veteranos de guerra ao retornarem ao seu país ficaram 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 poliméricos, 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 (ZUNIGA *et al*., 2015; AMARASINGHE *et al*., 2024; ROMERO *et al*., 2025).

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 30, sendo ela confeccionada por meio de manufatura aditiva, desta forma, minimizando os custos produtivos do produto final.

Figura 30 - Mão protética modular



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

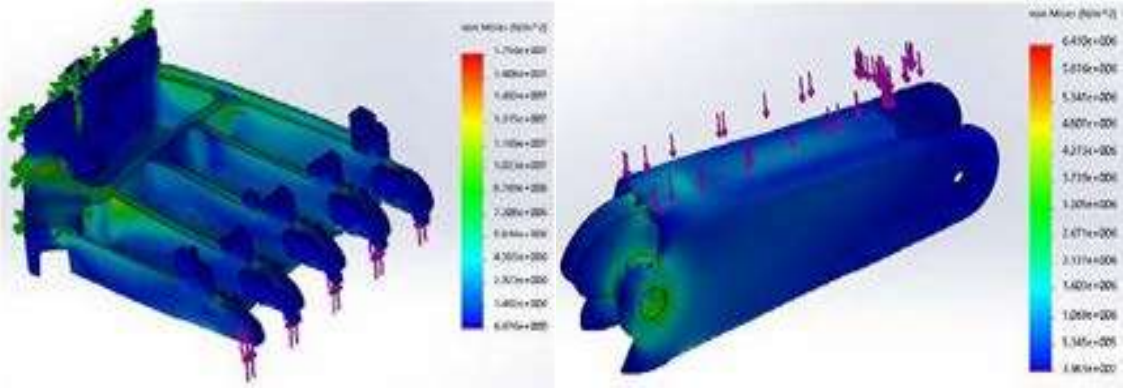
Jones e Stopforth (2016) desenvolveram uma prótese denominada de Touch Hand II (Figura 31) enfocando o projeto mecânico e *design* dos principais componentes manuais e desenvolvimento de eletrônica de baixo custo. Portanto, a prótese foi desenvolvida com o intuito de propiciar a amputados transradiais 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 27 - *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 com o propósito de realizar um estudo de viabilidade mecânica estrutural conforme mostrado na Figura 32.

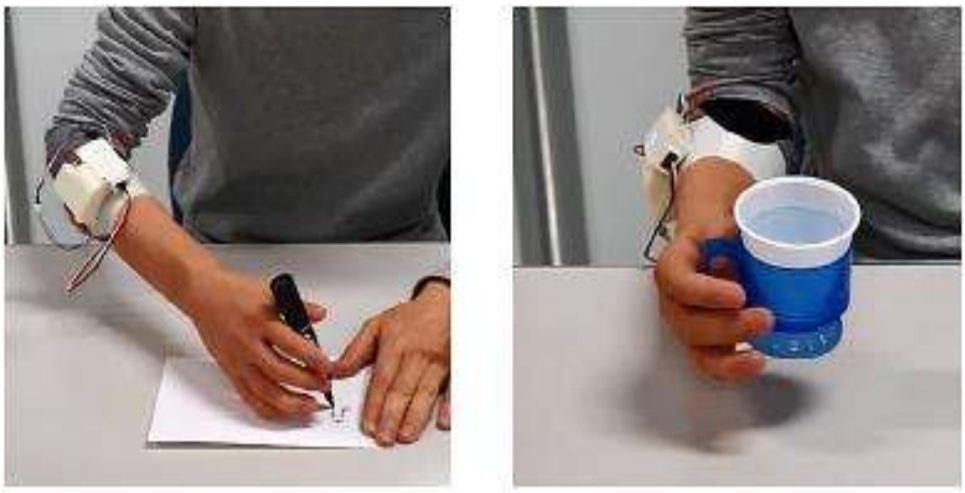
Figura 28- Análise em Elementos Finitos sobre componentes da *Touch Hand II*



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 preensão conforme exposto na Figura 33.

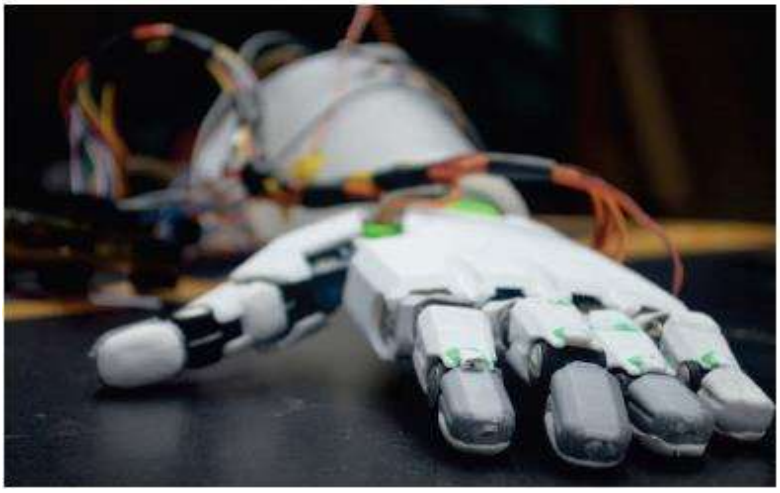
Figura 29 - Mão protética mioelétrica realista



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 34), uma prótese 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 30 - *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$ 60.000,00 por unidade, como por exemplo, a Mão Bebionic (Figura 35), 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 31 - Mão Bebionic

Fonte: adaptado de kulkarni-Uddanwadiker, 2015.

Outra sofisticada prótese de mão disponível no mercado é a *i-Limb* Ultra (Figura 36) da fabricante islandesa *Össur* que desenvolve, fábrica 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 aos padrões e gestos programáveis (KULKARNI-UDDANWADIKER, 2015; Össur, 2025).

Figura 32 - 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 37) 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, 2025).

Figura 33 - Prótese *i-Limb Quantum*

Fonte: *Össur*, 2019.

Outro importante dispositivo protético é a prótese de mão denominada de Michelangelo, mostrado na Figura 38, 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 dominarem as tarefas diárias como pegar um copo, segurar uma garrafa ou uma chave, abrir e fechar um tubo 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, 2025).

Figura 34 - Prótese de mão Michelangelo

Fonte: *Ottobock*, 2019.

Podemos citar também, a Handiii (Figura 39) 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 35 - Prótese de mão Handiii.

Fonte: Exiii, 2019.

De modo semelhante, podemos citar a Zeus Bionic Hand (Figura 40), da *Aether Biomedical*, é uma prótese de mão multiarticulada projetada para combinar força, personalização e acessibilidade, destacando-se no mercado de próteses de

alta tecnologia. Ela possui uma força de preensão de até 152 Newtons, permitindo que o usuário carregue até 35 kg, além de contar com a função "*Soft Grip*", que ajusta a pressão para manipulação segura de objetos sensíveis. Fechando em 1,2 segundos e pesando 560 gramas, a Zeus é leve e rápida, minimizando o cansaço diário. Suas características incluem resistência ao impacto e design modular, com componentes facilmente substituíveis, o que permite reparos rápidos. Integrada a uma plataforma de *software*, a Zeus se conecta via *Bluetooth* a um aplicativo, possibilitando ajustes personalizados e monitoramento remoto. Produzida com impressão 3D, a Zeus é acessível a um custo relativamente baixo (U$ 20.000 a U$ 30.000) se comparada a outras próteses, tornando-se uma alternativa econômica para usuários que buscam alta funcionalidade e durabilidade em suas próteses

Figura 40 - *Zeus – Bionic Hand*

Fonte: adaptado de *Aether Biomedical*, 2024.

No cenário atual, tem-se também, a COVVI *Hand* (Figura 41) uma prótese biónica avançada que oferece 14 opções de pegadas, como as precisas, de força e preensão, e opções de pegadas não-opostas, como a de apontar e a de pressionar botões. Seu *design* inclui um *display* em *e-paper* para rastrear as posições da mão

e um aplicativo para atualizar remotamente o *software*, garantindo melhorias contínuas. A luva de silicone integrada proporciona um toque sensível e uma aderência confiável. O custo estimado da COVVI *Hand* fica entre US$ 15.000 e US$ 20.000, oferecendo uma solução funcional para usuários de próteses biónicas.

Figura 36 - COVVI *Hand*

Fonte: adaptado de COVVI *Partners in Prosthetics*, 2024.

Além de próteses totais, está recentemente disponível no mercado a Hero Gauntlet da *Open Bionics* (Figura 42) sendo uma prótese corporal avançada projetada para pessoas com amputações parciais da mão ou deficiências congênitas nos membros. Ela permite controlar os dedos com o movimento do pulso, sendo flexioná-lo para fechar os dedos e estendê-lo para abri-los. A prótese também possibilita a variação radial e ulnar, aumentando a amplitude de movimento. Uma característica importante é o sistema de ajuste Boa, que permite afinar ou soltar a pegada facilmente, oferecendo maior controle. A Hero Gauntlet é ideal para usuários que perderam um ou mais dedos, proporcionando mais liberdade para realizar tarefas cotidianas. O preço estimado da *Hero Gauntlet* é de US$ 10.000 a US$ 15.000.

Figura 37 - *Hero Gauntlet*

Fonte: adaptado de *Open Bionics*, 2024.

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; OWAIDI *et al*., 2024).

Por fim, Tanaka e Miric (2016) e Kate *et al*. (2017) realizaram revisões literárias sobre o desenvolvimento de próteses de mão mecânicas fabricadas por meio de manufatura aditiva, destacando semelhanças nos mecanismos de acionamento, que geralmente utilizam elementos elásticos. Os materiais mais comuns para impressão dessas próteses são os filamentos plásticos ABS e PLA, sendo que o tipo de impressora mais frequentemente empregada é a FDM. Além disso, há uma variedade de elementos utilizados para a fixação das regiões entre

falanges, que vão de filamentos elásticos a parafusos de montagem. Por fim, os *designs* das próteses também são diversos, como ilustrado na Figura 43.

Figura 43 - Ilustração de diferentes designs de prótese de mão mecânica

Fonte: adaptado de Tanaka e Miric, 2016.

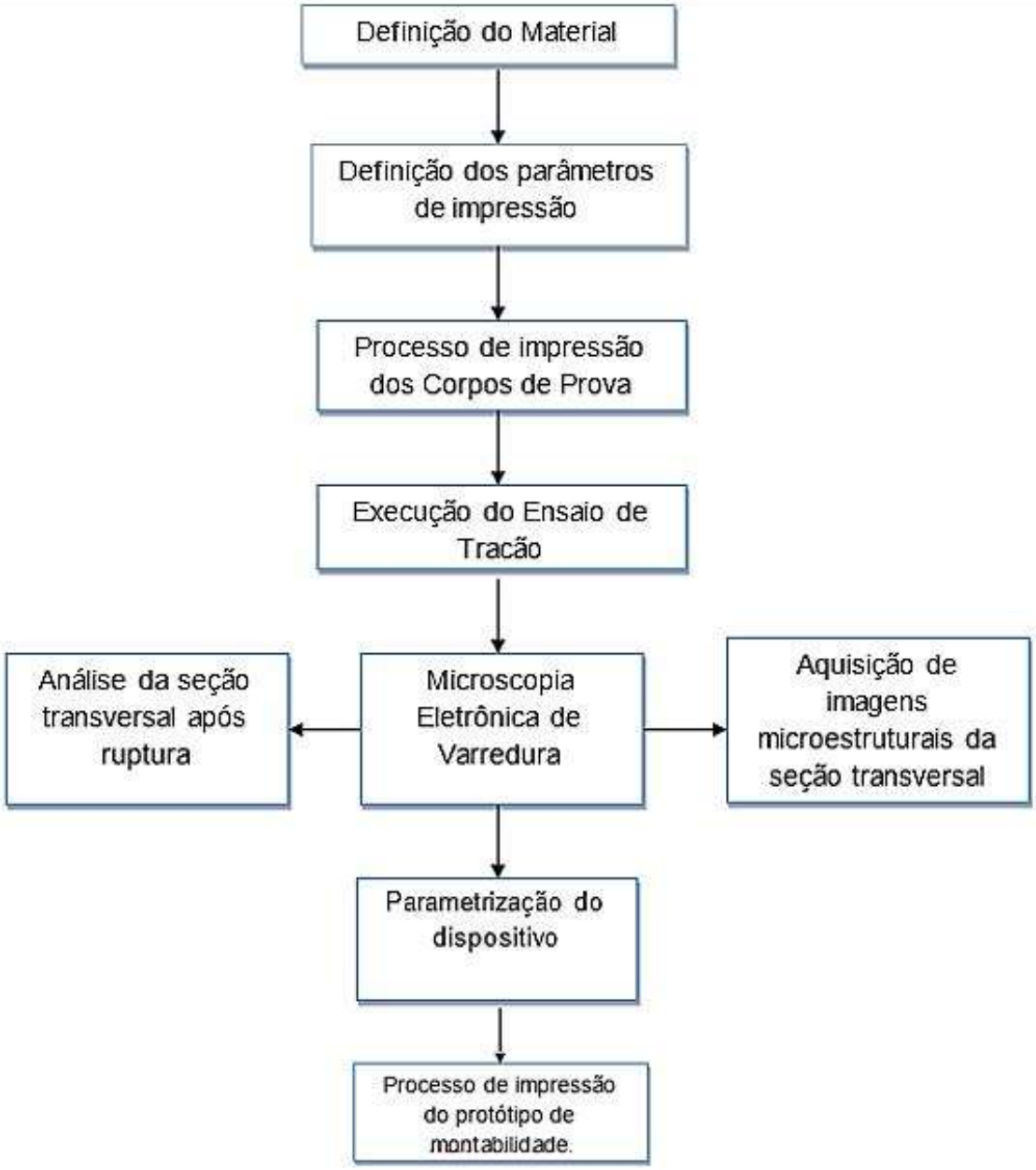
A manufatura aditiva é uma importante ferramenta no que se refere à fabricação de próteses de mão mecânica. Devido à abrangência do tema e dada à relevância do assunto, diversos estudos e pesquisas são desenvolvidos com o propósito de caracterizar materiais, estudo de viabilidade mecânica e desenvolvimento 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.

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 eletrônica de varredura, desenvolvimento da parametrização e construção do dispositivo estão descritos em ordem de execução com o propósito de realizar a caracterização do material estudado.

As etapas do trabalho são seguidas, conforme dispostas no fluxograma mostrado na Figura 44.

Figura 38 - Fluxograma com as etapas metodológicas de trabalho



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.1 Material

O material estudado foi o TRITAN da fabricante nacional 3DLab, obtido na forma de filamento com (1,75 ± 0,05) mm de diâmetro, material atualmente considerado pelo mercado como sendo um dos tipos de filamento mais robusto disponível para impressoras 3D. Este material é considerado como um dos filamentos mais resistente quando comparado com outros materiais convencionais como o PLA e o ABS. Além disso, ele possui elevada estabilidade e alta fusão térmica, não é quebradiço e com resistência química projetado para alcançar projetos funcionais com complexas geometrias e que precisa ser durável, um material com grande potencial ortopédico para a aplicação na tecnologia de impressão 3D do tipo FDM (CATÁLOGO 3D Fila, 2021).

A Figura 45 apresenta as informações para impressão e as propriedades mecânicas fornecidas pelo fabricante.

Figura 39 - Filamento TRITAN informações para impressão e propriedades mecânicas

Material: TRITAN
Cor: Todas as cores
Diâmetro: 1,75 mm

Informações para Impressão

Temperatura de Impressão 3D recomendada: 260-290 °C
Velocidade de Impressão 3D recomendada: 10-120 mm / s
É recomendado mesa aquecida: 110°C

Propriedades:

Mecânicas

Propriedade	Método de Teste		Unidade	Valor
Resistência à tração na Ruptura	D 638	50mm/min	MPa	56
Alongamento na Ruptura	D 638	50mm/min	%	6
Módulo de flexão	D 790	15mm/min	MPa	1560
Dureza	D 785			110
Resistência ao Impacto IZOD	D 256	Em 23ºC	J/m	975

Fonte: adaptado de Catálogo 3D Fila, 2021.

3.2 Equipamentos

3.2.1 Impressora FDM

A impressora FDM GTMax 3D Core A3, mostrada na Figura 46, foi escolhida por atender a demandas industriais e profissionais, com volume de impressão de 300 x 300 x 300 mm, ideal para produção de peças grandes ou múltiplas peças em uma única execução. Sua estrutura CoreXY proporciona alta precisão e velocidade, com resolução de camada entre 50 e 300 microns. Compatível com filamentos de engenharia, como PLA, ABS, PETG, TRITAN, entre outros e com *hotend* de até 300 °C, essa impressora permite o uso de materiais avançados. A mesa aquecida ajustável até 110 °C melhora a adesão e minimiza deformações, enquanto funcionalidades como recuperação de impressão e sensor de filamento aumentam a confiabilidade no processo. (MANUAL DO USUÁRIO GTMAX, 2024).

Figura 40 - Impressora FDM utilizada

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.2.2 Máquina Universal

Os ensaios mecânicos de tração foram realizados no Laboratório de Resistência dos Materiais da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUC-MG). Para os procedimentos experimentais do ensaio utilizou-se uma Máquina de Ensaio universal modelo 23-200 Série 23 EMIC, mostrado na Figura 47, com velocidade de deslocamento máxima de até 500 mm/min com célula de carga com capacidade de 200 kN conforme mostrado na Figura 48. O equipamento é calibrado em fábrica conforme a norma ABNT NM ISO 7500-1 e obtendo o certificado N°18080801MC. 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 5 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 feita por meio de um extensômetro do próprio equipamento.

Figura 47 - Máquina universal EMIC modelo 23-200

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 48- Capacidade de trabalho da Máquina universal EMIC 23-200

Capacidade de Carga	kN	200
Velocidade Máxima de Ensaio	mm/min	500
Velocidade Mínima do 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, 2024.

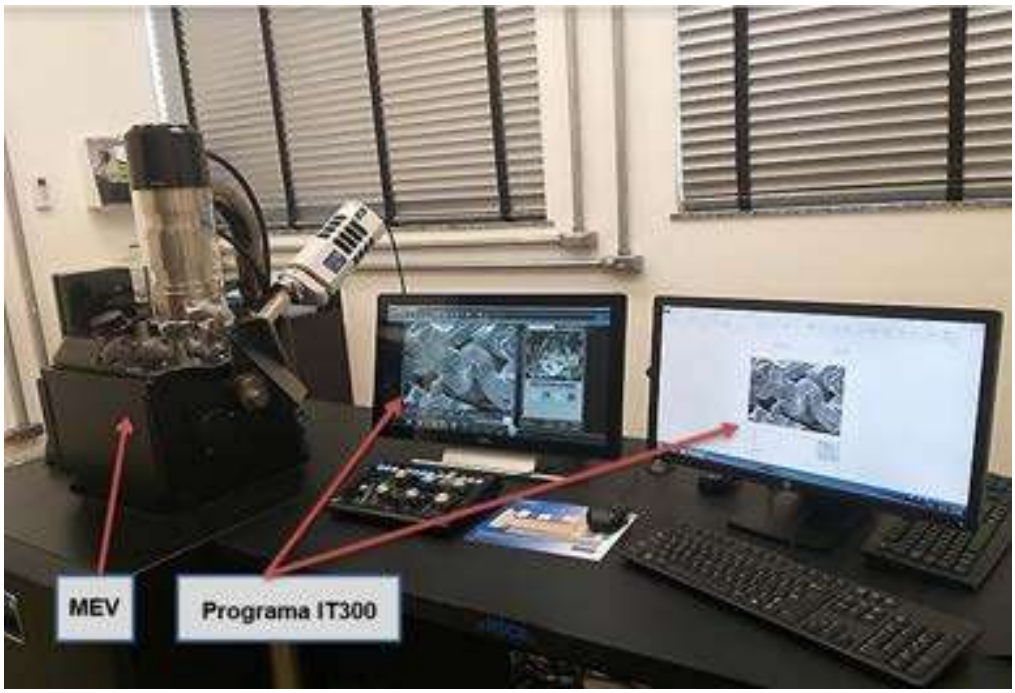
3.2.3 Análise de Fratura

Com o propósito de analisar a superfície da região fraturada das amostras de TRITAN impressas com diferentes níveis de preenchimento (*infill*), foi selecionado aleatoriamente um corpo de prova fraturado de cada um dos cinco grupos submetidos aos ensaios mecânicos. Esses grupos correspondiam aos seguintes percentuais de *infill*: 15%, 25%, 50%, 75% e 100%.

Desta forma, obteve-se para a análise no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) o total de 5 amostras com seção transversal fraturada, correspondendo a uma amostra para cada grupo experimentado, sendo as amostras preparadas com revestimento com material condutor, ou seja, realizou-se a metalização com ouro e posteriormente foram examinadas pelo MEV Jeol modelo JSM-IT300 com programa IT300 utilizado para gerar as imagens e os espectros de frequência e energia.

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 49 (a) e (b) respectivamente.

Figura 41 - (a) Microscópio eletrônico de varredura e (b) metalizador com ouro



(a)

(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

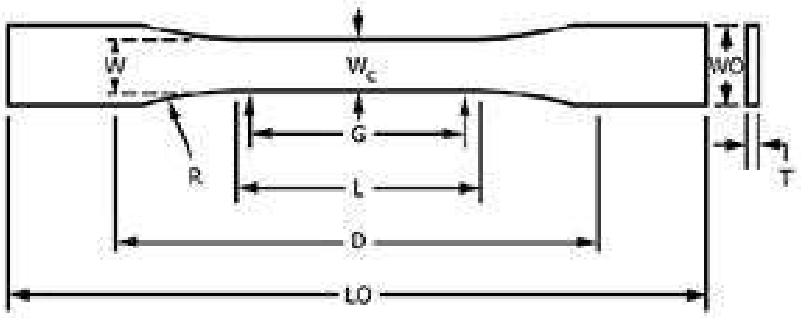
3.3 Métodos

O material escolhido para este estudo foi o filamento TRITAN, utilizado no processo de impressão 3D por FDM (*Fused Deposition Modeling*). Trata-se de um polímero de engenharia com boas propriedades mecânicas, estabilidade térmica e maior resistência em comparação com materiais mais comuns como PLA, ABS e PETG. No entanto, essas características superiores também se refletem no custo: enquanto os filamentos de PLA, ABS e PETG geralmente custam entre R$80,00 e R$120,00 por quilo, o TRITAN pode ultrapassar os R$300,00/kg, variando conforme o fabricante. Ainda assim, sua seleção se mostrou adequada para os objetivos deste trabalho, especialmente diante das exigências de desempenho mecânico envolvidas. A metodologia foi estruturada em etapas sucessivas, desenvolvidas conforme o cronograma de execução de cada pacote do projeto.

3.3.1 Normalização

Com o propósito de construir e avaliar as propriedades mecânicas o material utilizado para a impressão tridimensional, utilizou a norma ASTM D638 – *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics,* para a fabricação dos cps. As dimensões consideradas para concepção das amostras de teste normalizadas para o ensaio de tração encontram-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 50 (ASTM D638-14, 2014).

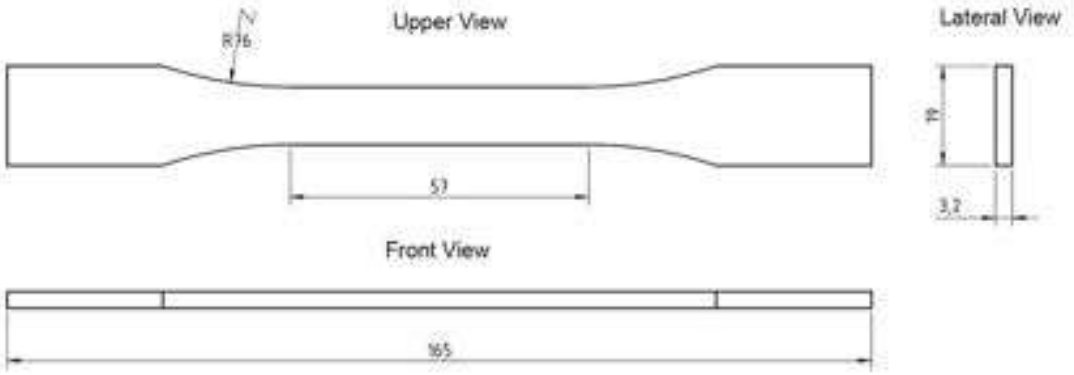
Figura 50 - Corpo de prova Tipo I



Fonte: adaptado de ASTM D638, 2014.

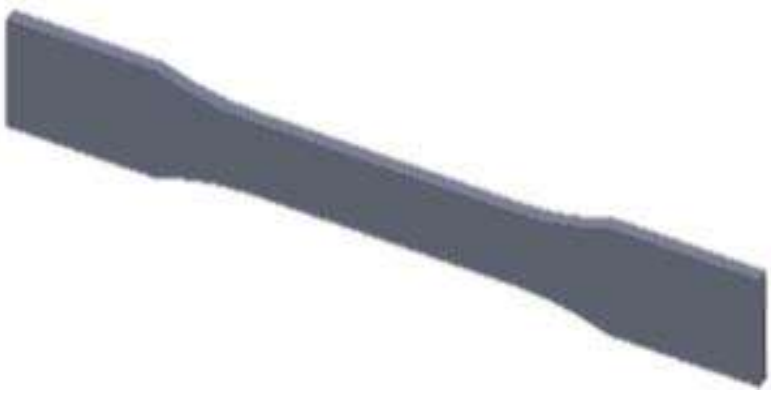
De acordo com os valores fornecidos pela norma ASTM D638, para amostra do tipo I, foi utilizado um *software* de CAD 3D (*Computer-Aided Design*) denominado *Autodesk Inventor Professional* versão 2024, disponibilizado pela empresa estadunidense *Autodesk* para elaborar o desenho. Desta forma foi gerado o corpo de prova com as respectivas dimensões em milímetros conforme ilustrado nas Figuras 51 e 52.

Figura 51 - Dimensões do corpo de prova - valores em milímetros



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

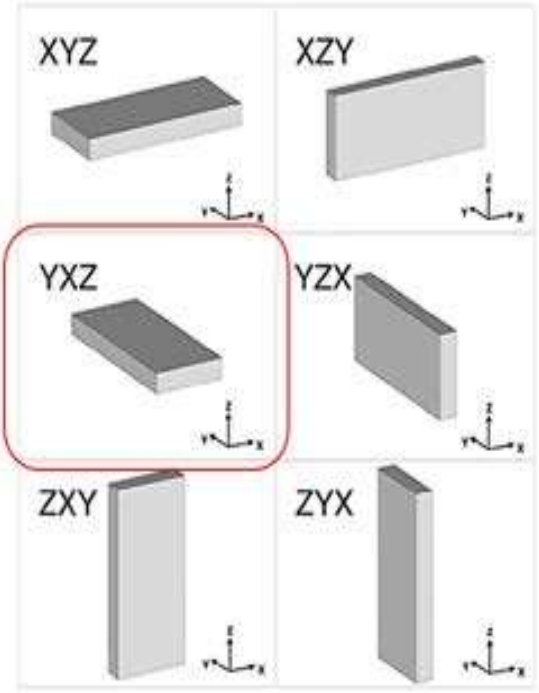
Figura 42 - Corpo de prova modelado



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

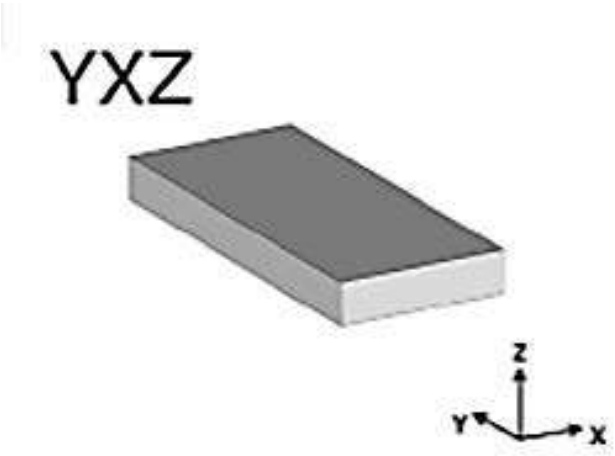
As impressões dos cps foram realizadas de modo normalizado conforme a norma ASTM 52921: 2013 – *Standard Terminology for Additive Manufacturing-Coordinate Systems and Test Methodologies*, normativa esta que inclui termos e nomenclaturas associados a sistemas, coordenadas e metodologias de teste para 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 53. O plano construtivo utilizado para a fabricação dos cps foi o plano YXZ de acordo com a Figura 54, 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; BORTHAKUR *et al*., 2025).

Figura 53 - Orientações de impressão



Fonte: adaptado de ASTM 52921, 2013.

Figura 43 - Orientação de impressão XYZ selecionado



Fonte: adaptado de ASTM 52921, 2013.

A Tabela 1 mostra os parâmetros de impressão e seus respectivos valores:

Tabela 1 - Parâmetros e valores para impressão

Parâmetros de Impressão	
Plano de Impressão	YXZ
Infill Tri-hexagonal	Ultimaker Cura
Velocidade	40 mm/s
Temperatura Bico	265 °C
Temperatura Mesa	110 °C
Shell	3 perímetros
Altura da Camada	0,2 mm
Top Layer	4 mm
Bottom Layer	4 mm
First Layer	0,2 mm

Fonte: autor (2022)

3.3.2 Impressão dos corpos de prova

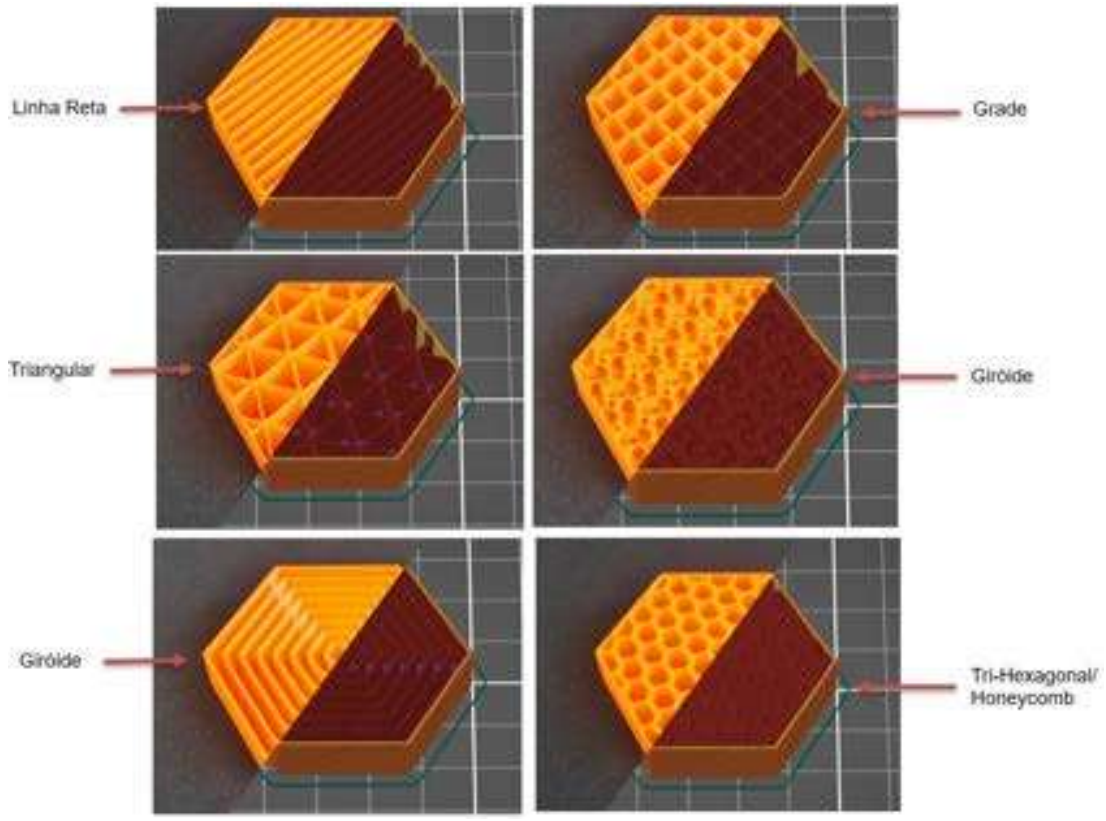
Para que o ensaio de tração alcance resultados reais e confiáveis é de suma importância que a impressão dos cps e a execução do ensaio mecânico sigam metodologias normalizadas.

Desta forma, para a elaboração dos cps e execução do ensaio destrutivo, foi considerado como parâmetro variável a densidade de preenchimento ou *infill* no formato de Tri-Hexagonal/Honeycomb (Figura 55), obtido por meio dos *softwares Ultimaker Cura* ou *Slace*.

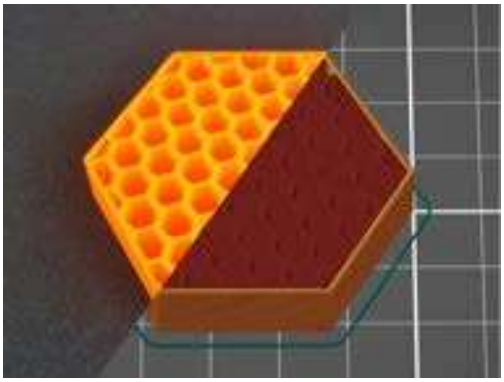
Este tipo de *infill* é considerado como um dos padrões de preenchimentos que confere maior resistência mecânica a peça impressa pela tecnologia FDM, uma vez que a sua geometria hexagonal segue um padrão geométrico que oferece além de maior resistência em todas as direções e boa velocidade de impressão, favorece também, a relação entre força, custo e tempo de impressão deixando as deposições

de camadas mais estáveis e homogenias (Figura 56-a), evitando defeitos de impressão como o *Warping,* ou seja, empenamento da peça causado pela contração do material podendo prejudicar completamente a impressão como mostrado na Figura 56-b. (GUPTA *et al.*, 2019; PECHO *et al*., 2019, 3DLab, 2022).

Figura 55 - (a) Alguns padrões básicos de *infill* e (b) Tipo de *infill Tri-hexagonal*/*Honeycomb* em detalhe



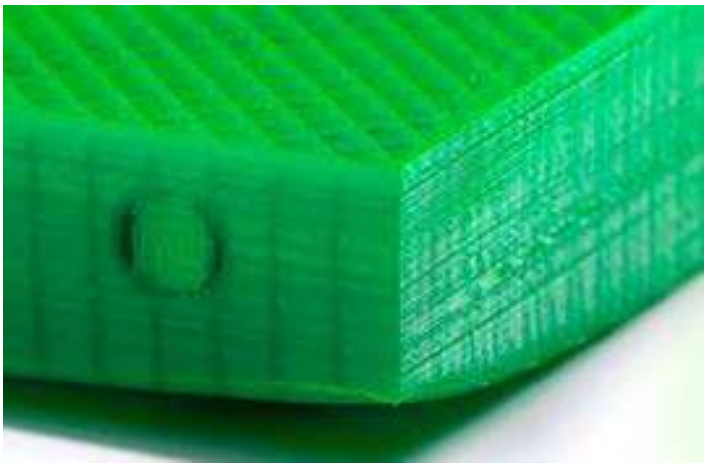
(a)



(b)

Figura 56 - (a) correta deposição de camada e (b) defeito por *Warping*

(a)



(b)

Fonte: adaptado de 3Dlab, 2023.

Para a impressão dos cps foram considerados como parâmetros fixos: (1) *Shell*; (2) *Top Layer*; (3) *Bottom Layer*; (4) Velocidade; (5) Temperatura Bico/Mesa; e (6) Perfil Geométrico do *Infill.*

A partir da utilização da forma inicial do Filamento TRITAN 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 YXZ de acordo com a norma ASTM 52921.

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

Grupo 1							
Corpo de Prova	**Infill [%]**	**Velocidade [mm/s]**	**Temperatura Bico/Mesa [°C]**	**Shell [Perímetros]**	**Altura Camamda [mm]**	**Bottom/ Top Layer [mm]**	**First Layer**
1	15	40	265/110	3	0,2	4	0,2
2							
3							
4							
5							

Fonte: autor (2022)

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

Grupo 2							
Corpo de Prova	**Infill [%]**	**Velocidade [mm/s]**	**Temperatura Bico/Mesa [°C]**	**Shell [Perímetros]**	**Altura Camamda [mm]**	**Bottom/ Top Layer [mm]**	**First Layer**
1	25	40	265/110	3	0,2	4	0,2
2							
3							
4							
5							

Fonte: autor (2022)

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

Grupo 3							
Corpo de Prova	**Infill [%]**	**Velocidade [mm/s]**	**Temperatura Bico/Mesa [°C]**	**Shell [Perímetros]**	**Altura Camamda [mm]**	**Bottom/ Top Layer [mm]**	**First Layer**
1	50	40	265/110	3	0,2	4	0,2
2							
3							
4							
5							

Fonte: autor (2022)

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

Grupo 4							
Corpo de Prova	**Infill [%]**	**Velocidade [mm/s]**	**Temperatura Bico/Mesa [°C]**	**Shell [Perímetros]**	**Altura Camamda [mm]**	**Bottom/ Top Layer [mm]**	**First Layer**
1	75	40	265/110	3	0,2	4	0,2
2							
3							
4							
5							

Fonte: autor (2022)

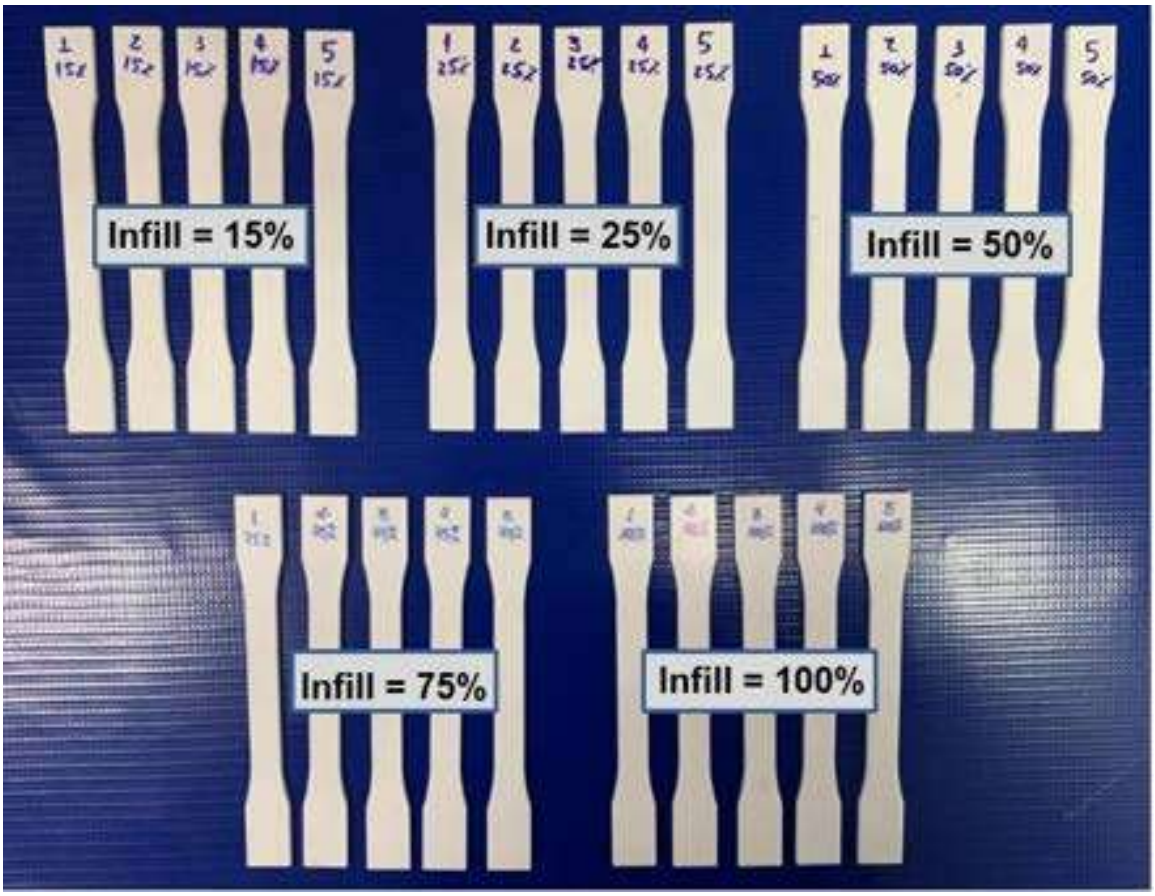
Tabela 6 - Quintuplica para preenchimento (*infill*) igual a 100%

Grupo 5							
Corpo de Prova	**Infill [%]**	**Velocidade [mm/s]**	**Temperatura Bico/Mesa [°C]**	**Shell [Perímetros]**	**Altura Camamda [mm]**	**Bottom/ Top Layer [mm]**	**First Layer**
1	100	40	265/110	3	0,2	4	0,2
2							
3							
4							
5							

Fonte: autor (2022)

Ao final das impressões foram totalizados a quantidade de 25 cps, como mostrado na Figura 57, com cada grupo contendo 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 estudo.

Figura 44 - Os 25 cps gerados divididos em 5 grupos distintos

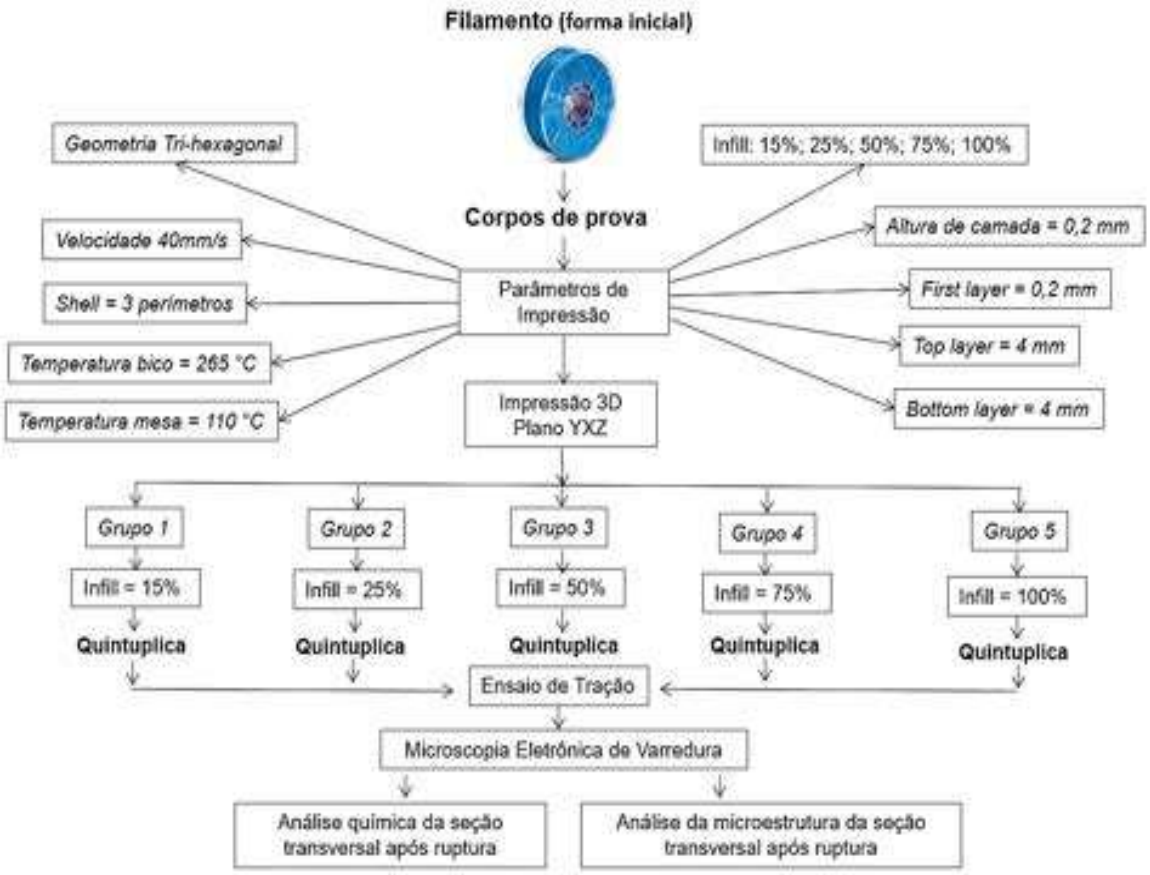


Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.3.3 Ensaio Experimental

Para melhor compreensão da metodologia para a execução do ensaio de tração, a Figura 58 mostra um breve fluxograma visando ilustrar de maneira genérica as etapas metodológicas de análise através do ensaio de tração e da microscopia eletrônica de varredura.

Figura 45 - Fluxograma metodologia experimental



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

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; e (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 (HIBBELER, 2010).

3.3.4 Cálculo das Incertezas no Ensaio de Tração

3.3.4.1 Incertezas Tipo A e B

Em qualquer série de medições realizadas sobre as mesmas condições, é possível obter resultados distintos. A variação dos resultados das medições é resultado da chamada flutuação estatística e, em geral, de fatores que não conseguimos controlar experimentalmente (GABAUER, 2000).

A incerteza é um parâmetro quantitativo que expressa a confiabilidade do resultado de uma medição. Ela decorre da falta de precisão e exatidão no conhecimento que se tem a respeito do que está sendo mensurado. Dessa forma, a incerteza do resultado de uma medição é composta por diversos componentes que devem ser agrupados em duas categorias, de acordo com o método utilizado para estimar seu valor numérico, sendo elas: (1) Incerteza Padrão Tipo-A, em que os valores numéricos foram determinados utilizando-se a análise estatística em uma série de observações e; (2) Incerteza Padrão Tipo-B, em que os valores numéricos foram determinados por quaisquer outros meios que não a análise estatística de uma série de observações (GABAUER, 2000).

3.3.4.2 Incerteza de Medição da Tensão Máxima

De acordo com Gabauer (2000) para se calcular a incerteza em relação a Tensão Máxima, observa-se que a tensão em uma amostra será dada em função da carga aplicada (P) sobre a área da seção transversal (S).

Como a área da seção transversal do cp possui geometria retangular, o valor de sua área S é dado pelo produto da espessura *b* pela largura *t*, como mostrado na fórmula (1):

$$S = b * t \tag{1}$$

Em relação a espessura (b) e a largura (t) ambos são aferidos através de um dado número de medições, por meio de um paquímetro digital, um instrumento com capacidade de medir pequenas distâncias contendo um mostrador digital. Considerando um número de medições que chamaremos de n_b e um valor médio $\overline{b}$,

então a espessura, através da aplicação do Teorema Central do Limite, possuirá uma incerteza padrão do Tipo-A e sendo representada por $u_a(b)$ e denotada pela equação (2).

$$u_A(b) = \frac{\bar{b}}{\sqrt{n_b}} \quad (2)$$

De maneira análoga a largura também possui incerteza padrão do Tipo-A representada por $u_a(t)$ e denotada pela equação (3).

$$u_A(t) = \frac{\bar{t}}{\sqrt{n_t}} \quad (3)$$

A incerteza relacionada a Tensão máxima é correspondente ao Tipo-B não estatístico, pois está atrelada a resolução finita do equipamento. A previsibilidade do valor da incerteza será admitida entre dois outros valores consequentes da resolução. Desta forma, a probabilidade de o valor estar compreendido entre esses limites superiores é igual a 1 e antagonicamente estar fora deste intervalo é igual a 0.

Além disso, como não há conhecimento específico a respeito dos valores possíveis dentro deste intervalo, é permitido supor que é igualmente provável que o valor esperado esteja em qualquer lugar dentro do intervalo. Portanto, este cenário faz com que a resolução possua uma distribuição uniforme ou retangular. Para o tipo de distribuição retangular de probabilidade o desvio padrão s é denotado pela equação (4).

$$s = \frac{a_+ - a_-}{\sqrt{12}} \quad (4)$$

Em que a_+e a_- são valores referentes aos intervalos superiores e inferiores respectivamente. Em relação ao instrumento de resolução R, a incerteza padrão do Tipo-B de uma grandeza y associada com a resolução é dada pela equação (5):

$$u_B(y) = \frac{R}{\sqrt{12}} \quad (5)$$

Como o instrumento utilizado foi o paquímetro, deste modo, a resolução aplicada foi de um centésimo de milímetro, sendo $R = 0{,}01\,mm$. Então, as incertezas associadas a y são a espessura (b) e a largura (t) e pode-se calcular substituindo o valor de R em (5) tendo-se:

$$u_B(b) = u_B(t) = \frac{R}{\sqrt{12}} \rightarrow u_B(b) = u_B(t) = \frac{0{,}01}{\sqrt{12}} \therefore$$

$$u_B(b) = u_B(t) = 2{,}887 \times 10^{-3} mm$$

A incerteza combinada u_c é uma combinação entre as incertezas do Tipo A e B para a espessura (b) e para a largura (t), elas podem ser calculadas através da raiz quadrática dessas fontes como mostrado na fórmula (6).

$$u_c(b) = \sqrt{(u_A(b))^2 + (u_B(b))^2} \quad (6)$$

De maneira semelhante pode-se calcular a incerteza combinada u_c para a largura (t) como mostrado em (7).

$$u_c(t) = \sqrt{(u_A(t))^2 + (u_B(t))^2} \quad (7)$$

De modo que a área da seção transversal é uma função da largura e espessura, ou seja, $S = S(b,t)$, a incerteza da área $u_c(S)$ é dependente das incertezas combinadas $u_c\,(b)$ e $u_c\,(t)$ e dos chamados coeficientes de sensibilidade c_be c_t que podem ser calculados mediante a aplicação das fórmulas (8), (9) e (10) respectivamente.

$$u_c(S) = \sqrt{{c_b}^2 u_c^2(b) + {c_t}^2 u_c^2(t)} \quad (8)$$

$$c_b = \frac{\partial S(b,t)}{\partial b} \quad (9)$$

$$c_t = \frac{\partial S(b,t)}{\partial b} \quad (10)$$

Para uma variável quantitativa e aleatória normalmente distribuída mensurada mediante de n medições independentes é possível adotar o modelo

probabilístico de distribuição *t-Student* proposta por Sealy Gosset com um número de graus de liberdade ν. Em estatística de incerteza, é de suma importância calcular o grau de liberdade por se tratar de uma maneira de quantificar as estimativas de métricas para um cálculo estatístico. Pois eles afetam o poder da nossa análise, ou seja, a capacidade de dizermos que algo é diferente, qual realmente existe diferença significativa. No cálculo de incertezas, o grau de liberdade quantifica a credibilidade a respeito de cada componente de incerteza. Desta forma, um elevado grau de liberdade implica em um elevado grau de credibilidade (ALBERTAZZI; SOUZA, 2008; METROLOGICA, 2013).

A fórmula 11 é possível calcular o número de graus de liberdade ν de uma distribuição de *t-Student.*

$$\nu = n - 1 \tag{11}$$

A espessura e a largura da área da seção transversal do corpo de prova foram mensuradas através n_t e n_b medições independentes. Partindo disso, cada uma destas dimensões foi aferida cinco vezes cada, então $n_t = 5$ e $n_b = 5$.

Como o cálculo da área da seção transversal depende de outras grandezas, logo o seu número de graus de liberdade dependerá dos graus de liberdade de cada uma das grandezas t e b, e dos seus respectivos valores de coeficiente de sensibilidade c_t e c_b .

A este grau de liberdade que depende de outras grandezas dar-se-á o nome de grau de liberdade efetivo, ν_{eff}, e pode ser calculado através da fórmula conhecida como Welch-Satterthwaite e representada em (12).

$$\nu_{eff}\,(S) = \frac{u_c^4(S)}{\sum_{i=1}^{N} \frac{c_i u_a(x_i)^4}{\nu_i}} \tag{12}$$

Como a área da seção transversal vai depender apenas da espessura (t) e da largura (b) N é igual a 2. Logo N = 2.

Então temos:

$$\nu_{eff}\,(S) = \frac{u_c^4(S)}{\frac{(c_t u_A(x_t))^4}{\nu_t} + \frac{(c_b u_A(x_b))^4}{\nu_b}} \quad (13)$$

3.3.4.3 Incerteza no Cálculo da Tensão de Escoamento

Para se calcular a incerteza de medição da Tensão de escoamento segue-se o mesmo procedimento algébrico utilizado para o cálculo da incerteza da tensão máxima, entretanto, o valor utilizado para os cálculos é a força de escoamento, obtida do programa Emic durante o ensaio de tração.

3.3.4.4 Incerteza no Cálculo do Módulo de Elasticidade

Não foi possível calcular a incerteza do módulo de elasticidade pelos seguintes motivos: (1) não ser possível fazer a medição da dimensão Lo dos cps (2) não ser possível determinar os pontos inicial e final do ajuste linear devido ao fato do módulo ser calculado diretamente pelo programa Emic.

3.3.5 Desenvolvimento da Prótese

Para a correta modelagem do projeto foi feito o dimensionamento dos elementos construtivos como componentes 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 Serina (1998) e Freitas (2005).

3.3.5.1 Dados da Prótese a Projetar

A prótese dimensionada é uma prótese de mão parametrizada projetada para ser acionada mioeletricamente via sinais bioelétricos, sendo ela construída através da manufatura aditiva.

3.3.5.2 Forças no Movimento da Mão

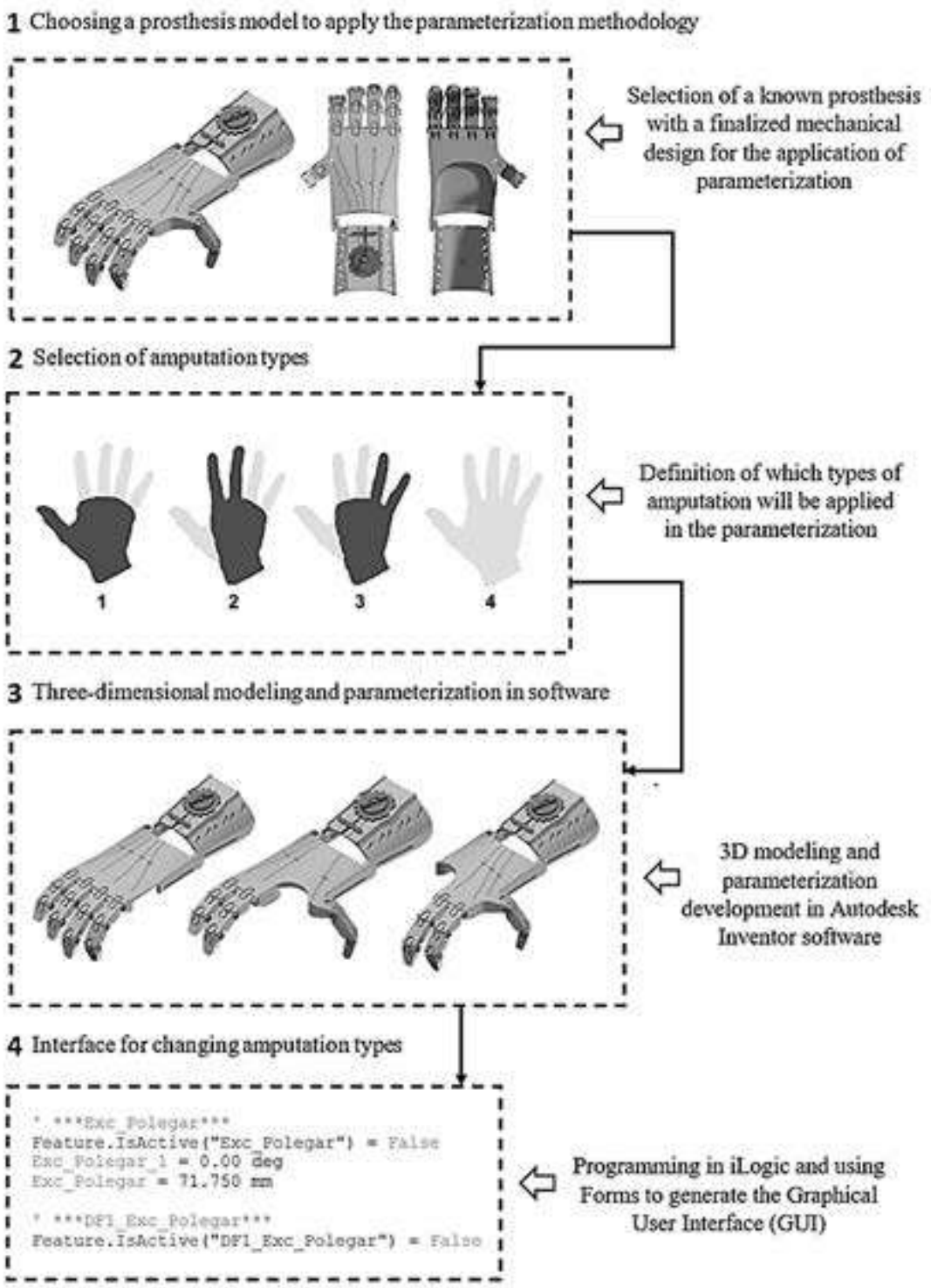
Os valores considerados para o dimensionamento dos elementos mecânicos do dispositivo foram os valores médios da Força de Preensão Palmar da mão dominante de um indivíduo adulto igual a 44,2 kgf, uma vez que estatisticamente

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 Desenvolvimento da Parametrização da Prótese de Mão

A Figura 59 ilustra de forma esquemática as etapas envolvidas na metodologia de pesquisa deste trabalho envolvendo a parametrização da prótese de mão.

Figura 46 - Diagrama esquemático da metodologia aplicada



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

A metodologia paramétrica consiste na aplicação de técnicas de parametrização, com o objetivo de adaptar a prótese para quatro diferentes tipos de amputações de mão mostrados no item a seguir.

O processo de parametrização é justificado pelo projeto 3D CAD da prótese Esperança, que apresenta um design robusto e funcional, permitindo alterações personalizadas conforme as características anatômicas dos usuários. A pesquisa seguirá uma abordagem estruturada em três etapas principais: (1) análise e aperfeiçoamento detalhado do modelo inicial da prótese, identificando os parâmetros críticos que influenciam sua performance; (2) definição dos quatro tipos de amputações da mão humana; e (3) desenvolvimento de um processo de parametrização para ser aplicado no modelo protético com capacidade de ajustar parâmetros variáveis, buscando modificar os aspectos dimensionais para diferentes perfis de amputação total ou parcial da mão utilizando a base CAD 3D como plataforma de desenvolvimento e ajuste.

Essa abordagem metodológica visa contribuir para o aprimoramento de soluções protéticas personalizadas, com potencial de ampliar o escopo de futuras aplicações da prótese Esperança permitindo sua viabilidade no campo da reabilitação de pacientes amputados.

3.4.1 Seleção do Dispositivo Protético

A presente pesquisa adota como base a prótese de mão denominada Esperança, ilustrada na figura 60, desenvolvida no Laboratório de Bioengenharia (Labbio) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sendo aperfeiçoada com o uso de modelagem 3D CAD.

O dispositivo foi escolhido como a base para a aplicação de uma metodologia de parametrização voltada para diferentes tipos de amputações de mão, conforme mostrado no item 3.4.2. Essa escolha é justificada por seu projeto mecânico completo e funcional, que possibilita adaptações conforme as características individuais de cada paciente.

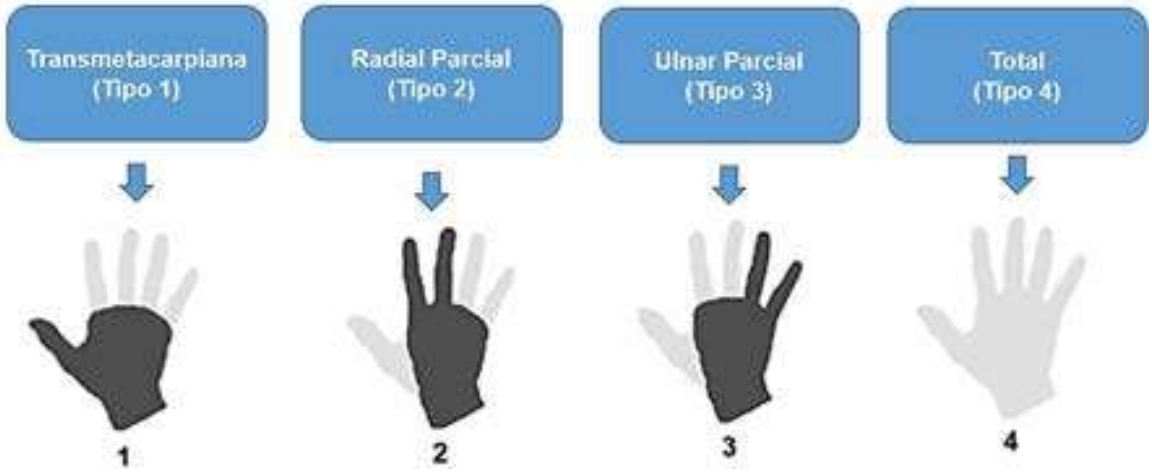
Figura 60 - Prótese Esperança

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.4.2 Seleção dos Tipos de Amputação de Mão

A escolha desses quatro tipos de amputações (Figura 61) – Transmetacarpiana, Radial Parcial, Ulnar Parcial e Total – para o desenvolvimento da parametrização de uma prótese se justifica pela representatividade de diferentes graus de perda funcional e pela diversidade de desafios biomecânicos que cada uma apresenta. Esses tipos abrangem desde amputações que preservam partes críticas, como o polegar e a palma, até a remoção completa da mão, oferecendo uma base abrangente para a criação de soluções protéticas personalizadas. A parametrização permitirá adaptar a prótese a diferentes níveis de funcionalidade remanescente, otimizando a recuperação de habilidades motoras finas e de preensão em diversos cenários clínicos.

Figura 61 – Seleção dos tipos de amputação de mão



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Amputação Tipo 1: Denominada de Transmetacarpiana, neste tipo de amputação, todos os dedos são removidos (ou parte significativa deles), mas o polegar e parte da palma da mão são preservados com o propósito de manter, quando possível, a funcionalidade de preensão. Essa condição pode impactar significativamente a capacidade de preensão e a destreza manual, tornando essencial a personalização da prótese para maximizar a funcionalidade.

Amputação Tipo 2: Denominada de Amputação Radial Parcial, consiste na amputação do polegar, anelar e mínimo. A perda do polegar, juntamente com os dedos anelar e mínimo, representa um desafio considerável para a manipulação de objetos, uma vez que o polegar é fundamental para a oposição e a firmeza na preensão. A parametrização nesta situação deve focar em restaurar a funcionalidade da pinça e da preensão.

Amputação Tipo 3: Denominada de Amputação Ulnar Parcial, consiste na amputação do polegar, indicador e médio. Este tipo de amputação compromete três dos dedos mais utilizados para tarefas finas e de precisão. A adaptação da prótese deve priorizar a reabilitação da habilidade manual, visando recuperar a capacidade de realizar atividades que exigem destreza, como escrever ou manipular pequenos objetos.

Amputação Tipo 4: Denominada de Amputação Total, consiste na amputação total envolvendo a remoção completa de todos os dedos da mão e da região palmar, o que afeta substancialmente a funcionalidade da mão. A metodologia de parametrização para esta condição deve considerar a reabilitação geral da mão e a busca por soluções que proporcionem uma maior independência nas atividades diárias.

A escolha desses quatro níveis de amputação permite uma análise detalhada e focada das necessidades dos usuários, facilitando o desenvolvimento de próteses que atendam às especificidades de cada situação, além de fornecer uma ideia geral sobre o método empregado de parametrização que, de forma geral, pode ser empregado em outros diferentes tipos e níveis de amputação de mão.

3.4.3 Modelagem Tridimensional e Parametrização Via *Software*

A parametrização dos diferentes modelos de próteses foi feita diretamente no Software *Autodesk Inventor* 2021 em uma aplicação nativa do programa chamada *iLogic*, que funciona basicamente como uma ferramenta de programação interna que consegue controlar e modificar a modelagem de acordo com os comandos orientados, ou seja, são regras de programação empregadas no *iLogic* que seguem um programa de *Visual Basic (VB.NET)* que pode monitorar e controlar outros parâmetros, operações ou componentes do *Inventor*.

A metodologia adotada para o desenvolvimento dos quatro tipos de próteses foi baseada na supressão geométrica por meio de parametrização, utilizando o *iLogic* para gerenciar as subtrações geométricas no modelo tridimensional durante a criação dos *sketches*. Além disso, foram aplicados parâmetros específicos, ajustados conforme a geometria final, para aprimorar tanto o aspecto visual quanto a ergonomia da prótese.

A principal diferença entre os dispositivos desenvolvidos reside no *sketch* base utilizado para definir as áreas de supressão e nos comandos subsequentes aplicados para finalizar o modelo tridimensional. Esse processo parametrizado

oferece flexibilidade, permitindo que o mesmo procedimento seja replicado para outros tipos de amputação ou adaptado a diferentes modelos de próteses.

Dessa forma, a metodologia facilita a atualização e modificação de *designs* existentes, proporcionando uma abordagem eficiente e escalável para o desenvolvimento de dispositivos protéticos personalizados.

3.4.3.1 Método de Parametrização por Supressão

Para os quatro tipos de amputações, foram desenvolvidas parametrizações utilizando o método de supressão geométrica, que consiste na remoção controlada de partes de um sólido tridimensional existente, ajustando-o às necessidades específicas de cada projeto. Essa abordagem foi aplicada tanto na modelagem da palma da mão quanto em conjuntos mecânicos, permitindo a exclusão de componentes indesejados e a criação de configurações customizadas.

No caso da palma, foram utilizados *sketches* cuidadosamente projetados para realizar a supressão da geometria desejada, complementados por comandos subsequentes que finalizam o modelo tridimensional. A Figura 62 apresenta o modelo tridimensional da palma, o principal componente parametrizado neste processo, destacando-se como a base para as personalizações que garantem a ergonomia e a funcionalidade da prótese.

Figura 47 - Palma desenvolvida

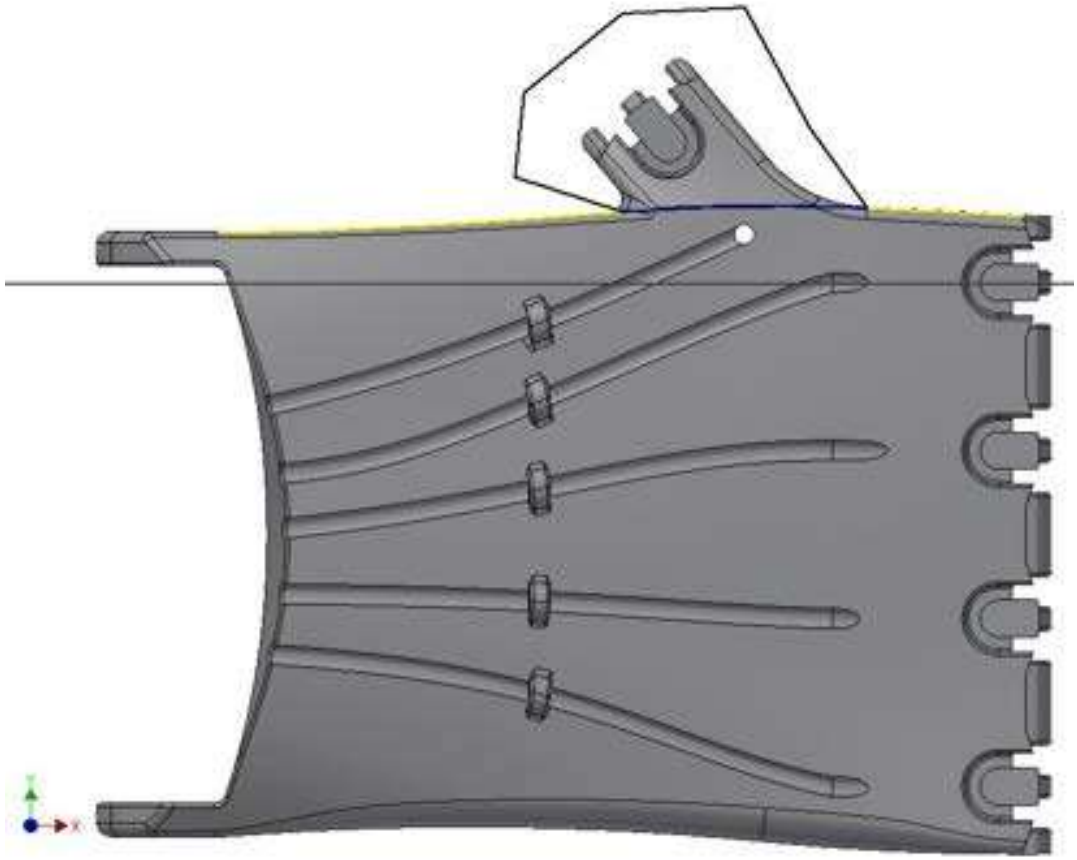
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

No contexto da montagem tridimensional da prótese, a parametrização por supressão desempenha um papel crucial ao realizar a remoção ou a adição de dedos de acordo com o tipo específico de amputação selecionada pelo usuário, além de modificar os parafusos de montagem do conjunto, tendo como base a prótese completa mostrada na Figura 60.

3.4.3.2 Amputação tipo 1: Amputação dos Dedos Indicador, Médio, Anelar e Mínimo

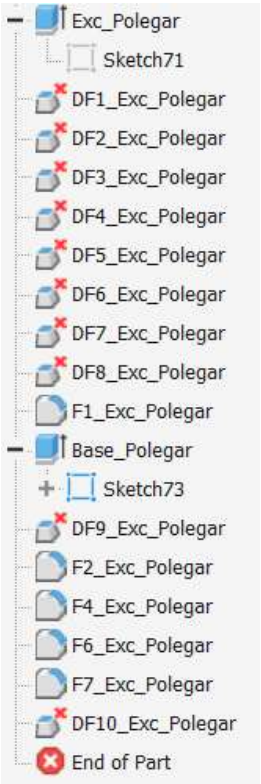
A Figura 63 apresenta o *sketch* inicial para a supressão no modelo da palma. O comando de extrusão denominado Exc_Polegar, ilustrado na Figura 64 pela árvore de comandos do processo, refere-se a esse esboço, considerando um usuário que possui apenas o polegar. O objetivo inicial é remover a geometria base indesejada do modelo de amputação e, após essa remoção, os comandos de delete face, identificados como DF1 a DF8_Exc_Polegar, visam eliminar superfícies indesejadas na área de remoção do polegar. Além disso, o comando F1_Exc_Polegar cria um raio de suavização na lateral da palma, conforme mostrado na Figura 65.

Figura 48 - Exc_Polegar: Sketch base de remoção do polegar



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 49 - Árvore de comandos para a amputação Tipo 1



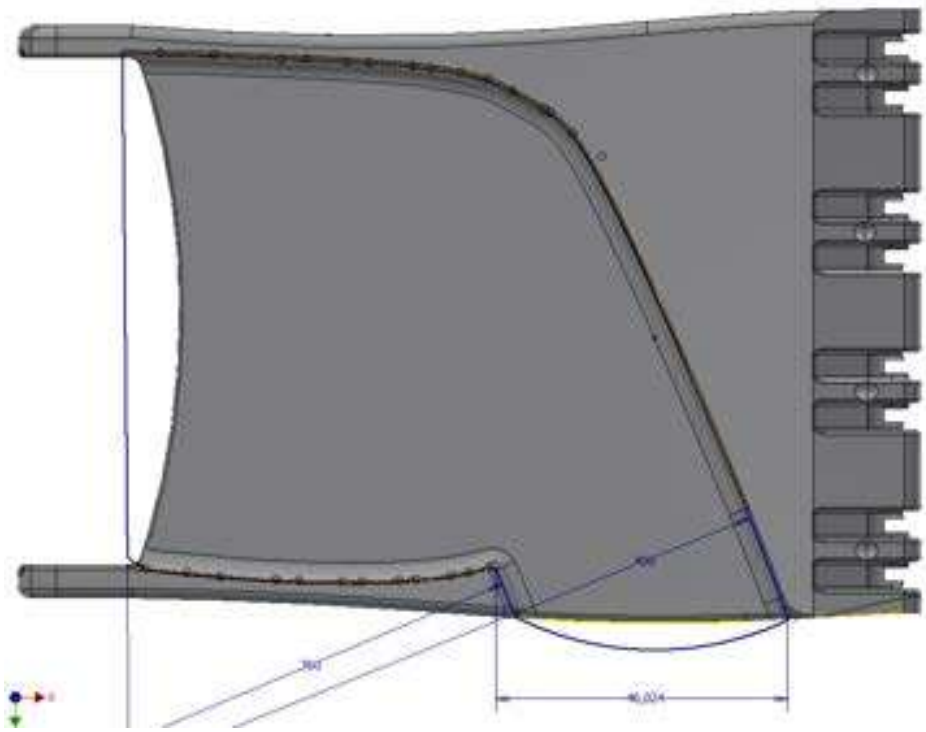
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 50 - F1_Exc_Polegar: Raio lateral de suavização da palma

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

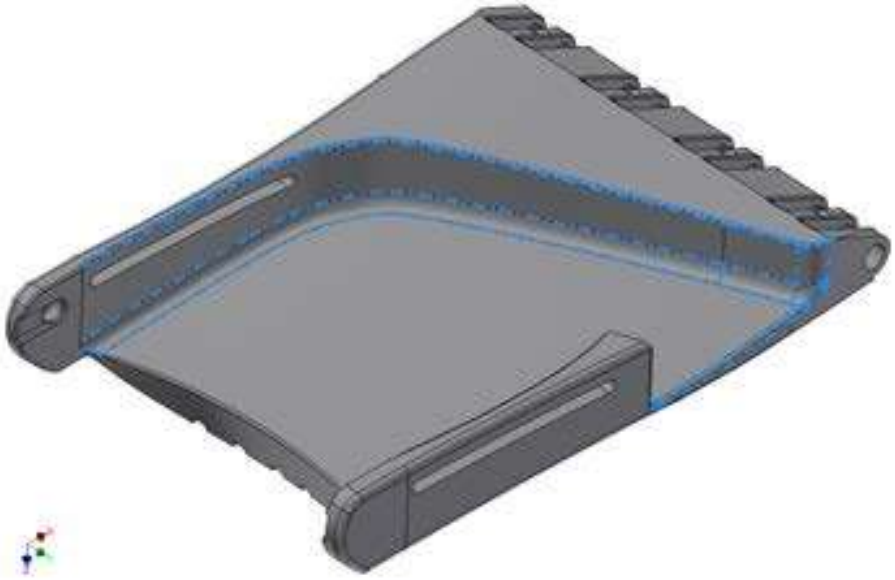
Na região inferior da palma, que serve de apoio para a parte não amputada da mão do usuário, foi criada a extrusão chamada Base_Polegar, com base no esboço da Figura 66. Essa área tem como função proporcionar um suporte confortável e ergonômico para a palma do usuário. Os comandos de *fillet*, identificados como F2 ao F7_Exc_Polegar, são utilizados para criar raios que melhoram a acomodação, conforme ilustrado na Figura 67. Por fim, o comando *delete face* DF10_Exc_Polegar é responsável pela remoção do suporte do fio de acionamento do polegar, mostrado na Figura 68.

Figura 51 - Base_Polegar: Sketch base da extrusão na palma Tipo 1



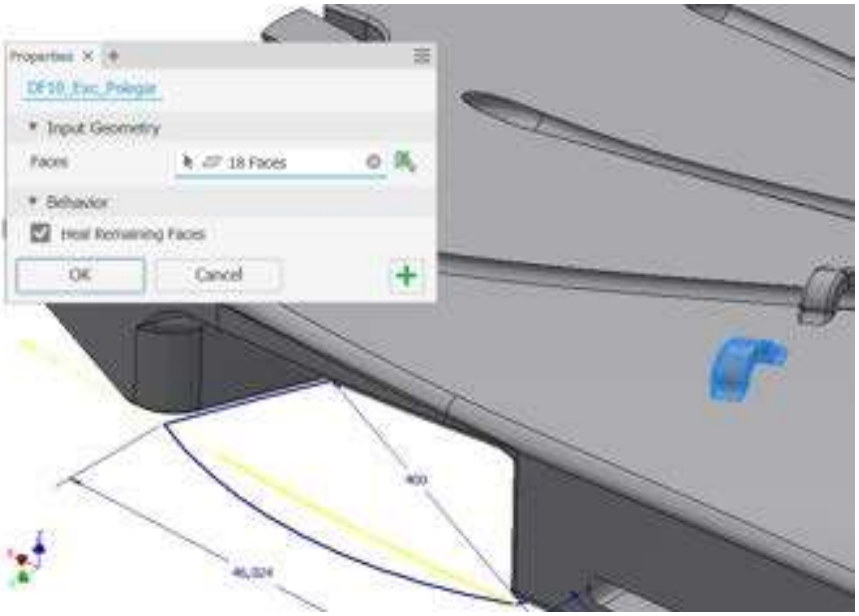
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 52 - F2 ao F7_Exc_Polegar: Raios de suavização da base da palma



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 53 - DF10_Exc_Polegar: Remoção do suporte para acionamento do polegar

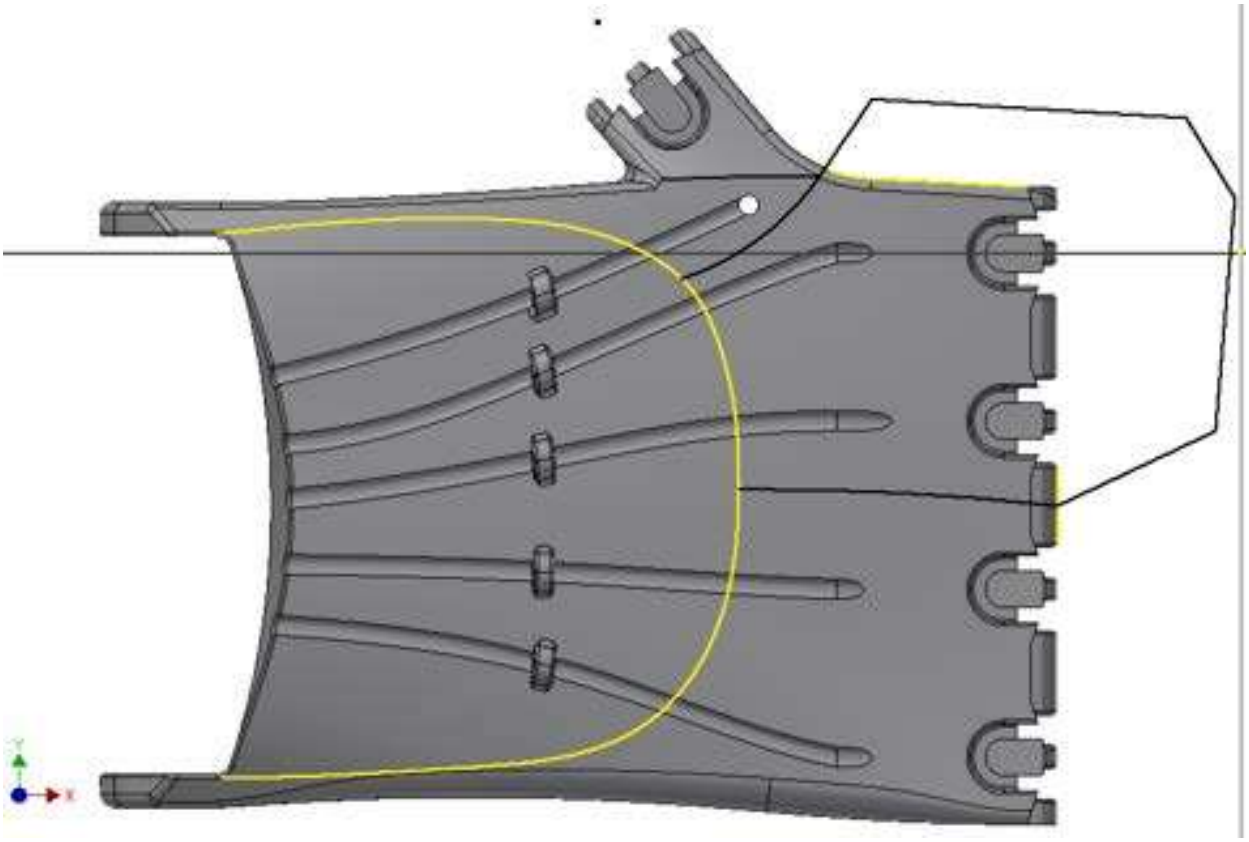


Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.4.3.3 Amputação tipo 2: Amputação do Polegar, Anelar e Mínimo

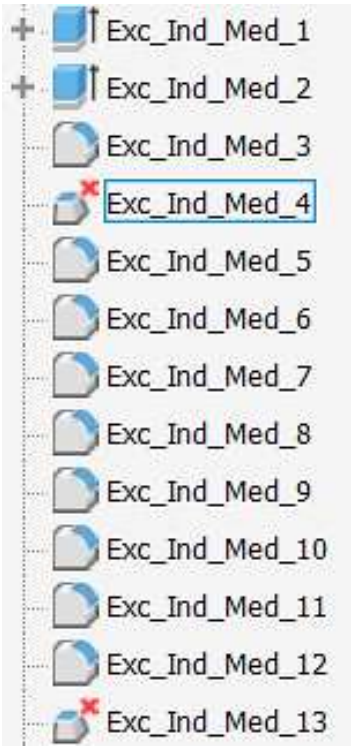
A Figura 69 apresenta o esboço inicial para a supressão no modelo da palma. O comando de extrusão denominado Exc_Ind_Med_1, mostrado na Figura 70 pela árvore de comandos, refere-se a esse esboço, considerando um usuário que possui apenas os dedos indicador e médio.

Figura 54 - Exc_Ind_Med_1: Supressão do indicador e médio



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

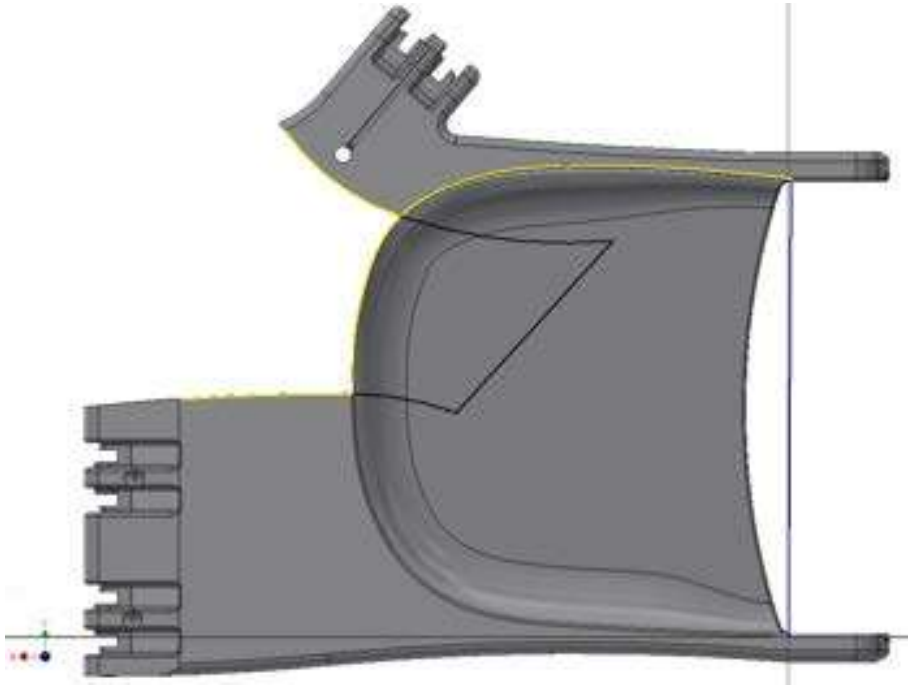
Figura 70 - Árvore de comandos para a amputação Tipo 2



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Na região inferior da palma, foi criada a extrusão chamada Exc_Ind_Med_2, com base no esboço da Figura 71, criando o alojamento da palma e a abertura para os dedos indicador e médio do usuário. O comando Exc_Ind_Med_3, mostrado na Figura 72, cria o raio de concordância na palma, proporcionando mais fluidez à geometria de base anterior. Esse processo é finalizado pelos comandos de *fillet* Exc_Ind_Med_5 ao Exc_Ind_Med_12 (Figura 73). Por fim, os comandos de *delete* face Exc_Ind_Med_4 e Exc_Ind_Med_13 são responsáveis pela remoção do suporte do fio de acionamento dos dedos indicador e médio (Figuras 74 e 75), que não são aplicados ao modelo da prótese.

Figura 71 - Exc_Ind_Med_2: Sketch base da extrusão na palma Tipo 2



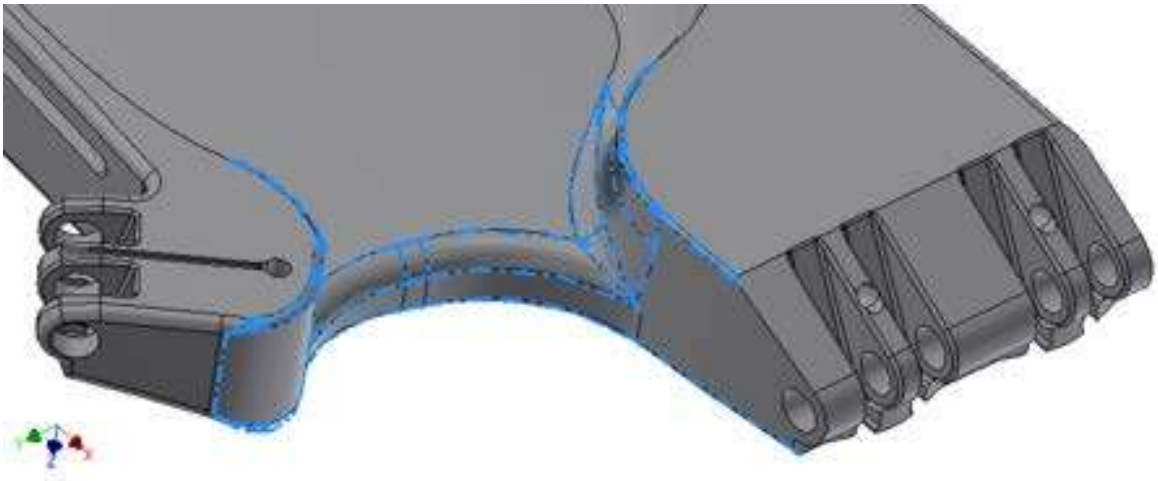
.

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 72 - Exc_Ind_Med_3: Raio de concordância da palma

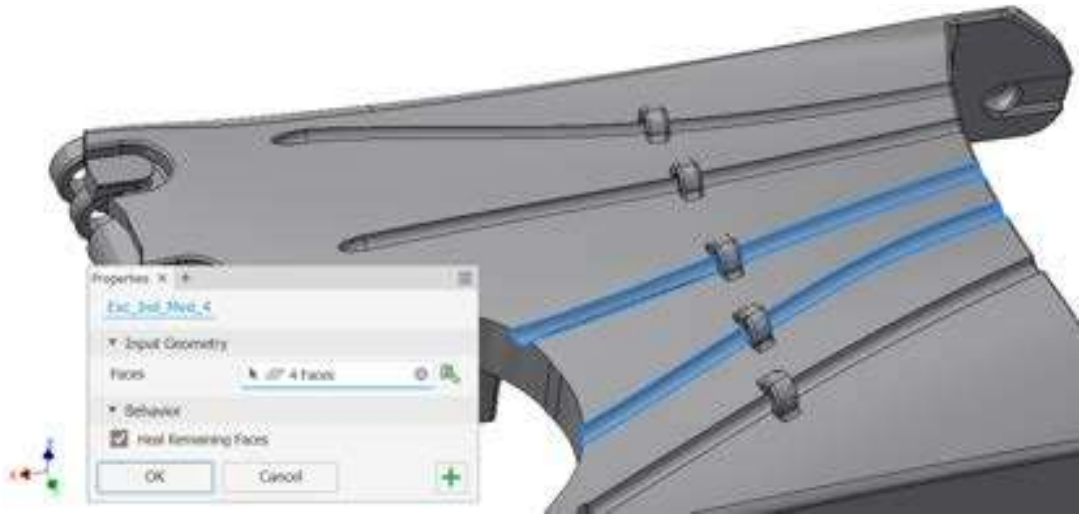
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 73 - Exc_Ind_Med_5 ao Exc_Ind_Med_12: Raio de suavização da palma



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 55 - Exc_Ind_Med_4: Remoção do caminho do fio de acionamento



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

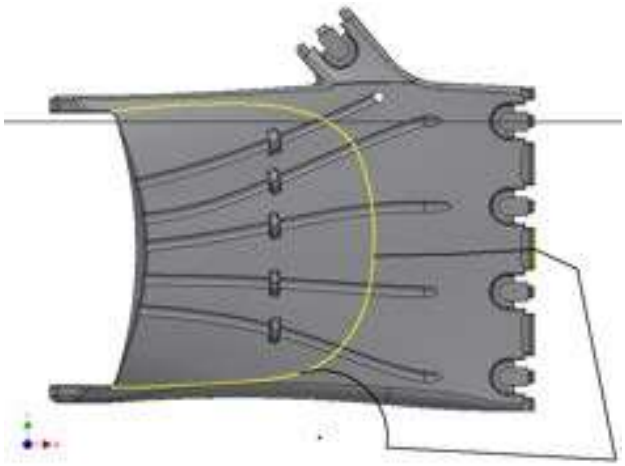
Figura 56 - Exc_Ind_Med_13: Remoção do suporte do fio de acionamento

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.4.3.4 Amputação tipo 3: Amputação do Polegar, Indicador e Médio

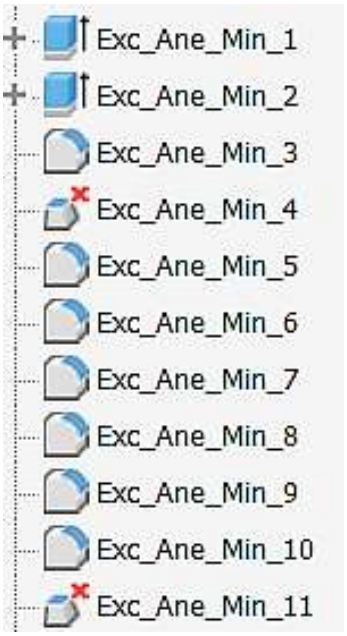
A Figura 76 apresenta o esboço inicial para a supressão no modelo da palma. O comando de extrusão denominado Exc_Ane_Min_1, mostrado na Figura 77 pela árvore de comandos, refere-se a esse esboço, considerando um usuário que possui apenas os dedos anelar e mínimo.

Figura 57 - Exc_Ane_Min_1: Supressão do anelar e mínimo



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

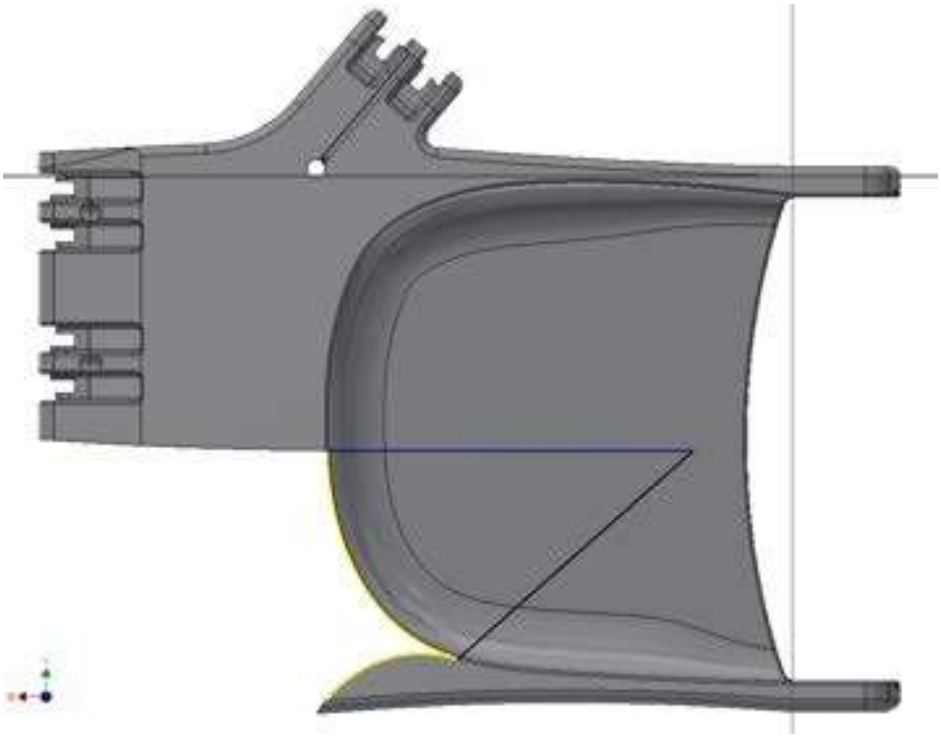
Figura 58 - Árvore de comandos para a amputação Tipo 3



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Na região inferior da palma, foi criada a extrusão chamada Exc_Ane_Min_2, com base no esboço da Figura 78, criando o alojamento da palma e a abertura para os dedos anelar e mínimo do usuário. Exc_Ane_Min_3, mostrado na Figura 79, cria o raio de concordância na palma, proporcionando mais fluidez à geometria de base anterior. Esse processo é finalizado pelos comandos de *fillet* Exc_Ane_Min_4 ao Exc_Ane_Min_10 (Figura 80). Por fim, os comandos de *delete* face Exc_Ane_Min_4 e Exc_Ane_Min_11 são responsáveis pela remoção do suporte do fio de acionamento dos dedos anelar e mínimo (Figuras 81 e 82), que não são aplicados ao modelo da prótese.

Figura 59 - Exc_Ane_Min_2: Sketch base da extrusão na palma Tipo 3

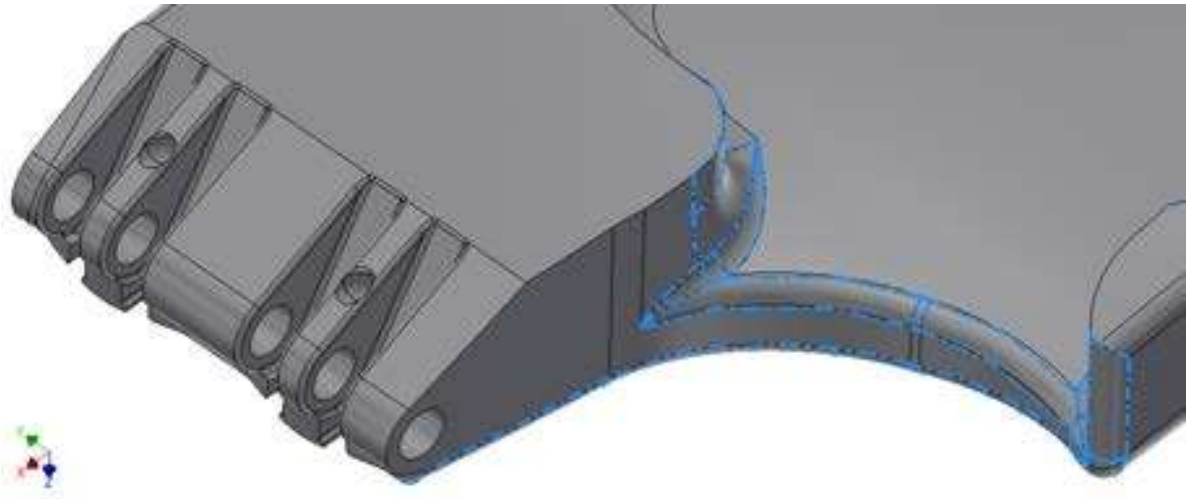


Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 60 - Exc_Ane_Min_3: Raio de concordância da palma

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 61 - Exc_Ane_Min_4 ao Exc_Ane_Min_10: Raio de suavização da palma



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 81 - Exc_Ane_Min_4: Remoção do caminho do fio de acionamento

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 62 - Exc_Ane_Min_11: Remoção do suporte do fio de acionamento

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.4.3.5 Amputação tipo 4: Amputação Total

Para o tipo 4 de prótese, que envolve a amputação total, ou seja, a remoção completa da mão e, por optar pela metodologia de aplicação de parametrização seguindo a supressão de componentes, o modelo é basicamente a prótese completa já existente, tendo somente que realizar o bloqueio das modificações geométricas via código *iLogic*.

3.4.4 Parametrização Tridimensional da Prótese

Para o emprego da parametrização via supressão geométrica, foram inseridas 34 variáveis de comando no fx *Parameters*, um editor interno também nativo do *Autodesk Inventor*, mostrado na Figura 83, que será empregado em todos os tipos de próteses desenvolvidas. A parametrização empregada será implementada por uma lógica de *true/false* (verdadeiro/falso), onde, para o tipo de prótese selecionada

os comandos e modificações necessários ao modelo retornarão *true* (verdadeiro), enquanto os itens não utilizados retornarão *false* (falso).

Figura 63 - Inserção dos comandos a serem parametrizados – *fx parameters*

Parameters

Parameter Name	Consumed by	Unit/Type	Equation	Nominal Value	Driving Rule	Tolerance	Model Value
d1289		mm	0,500 mm	0,500000			0,500000
Plano_cortes		mm	20,000 mm	20,000000			20,000000
Exc_Polegar		mm	71,750 mm	71,750000			71,750000
Exc_Polegar_1		deg	0,00 deg	0,000000			0,000000
Exc_Polegar_2		mm	1,000 mm	1,000000			1,000000
Exc_Polegar_3		mm	400,000 mm	400,000000			400,000000
Exc_Polegar_4		mm	360,000 mm	360,000000			360,000000
Exc_Polegar_5		deg	0,00 deg	0,000000			0,000000
Exc_Polegar_6		mm	5,000 mm	5,000000			5,000000
Exc_Polegar_7		mm	2,000 mm	2,000000			2,000000
Exc_Polegar_8		mm	3,000 mm	3,000000			3,000000
Exc_Polegar_9		mm	3,000 mm	3,000000			3,000000
Exc_Polegar_10		mm	1,000 mm	1,000000			1,000000
Exc_Polegar_11		mm	0,500 mm	0,500000			0,500000
Exc_Ind_Med_1		mm	92,000 mm	92,000000			92,000000
Exc_Ind_Med_2		deg	0,00 deg	0,000000			0,000000
Exc_Ind_Med_3		deg	0,00 deg	0,000000			0,000000
Exc_Ind_Med_4		mm	20,000 mm	20,000000			20,000000
Exc_Ind_Med_5		mm	20,000 mm	20,000000			20,000000
Exc_Ind_Med_6		mm	20,000 mm	20,000000			20,000000
Exc_Ind_Med_7		mm	0,500 mm	0,500000			0,500000
Exc_Ind_Med_8		mm	10,000 mm	10,000000			10,000000
Exc_Ind_Med_9		mm	1,000 mm	1,000000			1,000000
Exc_Ind_Med_10		mm	1,000 mm	1,000000			1,000000
Exc_Ind_Med_11		mm	3,000 mm	3,000000			3,000000
Exc_Ind_Med_12		mm	3,000 mm	3,000000			3,000000
Exc_Ane_Min_1		mm	65,250 mm	65,250000			65,250000
Exc_Ane_Min_2		deg	0,00 deg	0,000000			0,000000
Exc_Ane_Min_3		deg	0,00 deg	0,000000			0,000000
Exc_Ane_Min_4		mm	25,000 mm	25,000000			25,000000
Exc_Ane_Min_5		mm	10,000 mm	10,000000			10,000000
Exc_Ane_Min_6		mm	10,000 mm	10,000000			10,000000
Exc_Ane_Min_7		mm	2,000 mm	2,000000			2,000000
Exc_Ane_Min_8		mm	2,000 mm	2,000000			2,000000
Exc_Ane_Min_9		mm	2,000 mm	2,000000			2,000000
Exc_Ane_Min_10		mm	2,000 mm	2,000000			2,000000

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.4.4.1 Parametrização Amputação do Tipo 1

A parametrização da palma para o Tipo 1 de amputação, assim como para os demais tipos, foi realizada através da aplicação, via *iLogic*, do código com os comandos do modelo tridimensional. Os comandos do modelo, conforme mostrado na Figura 84, são definidos como verdadeiro (*True*) e os demais como falso (*False*). Dessa forma, a regra Polegar foi criada para gerenciar essa parametrização, conforme parte do código mostrado na mesma Figura.

Figura 64 - Regra de parametrização: Polegar

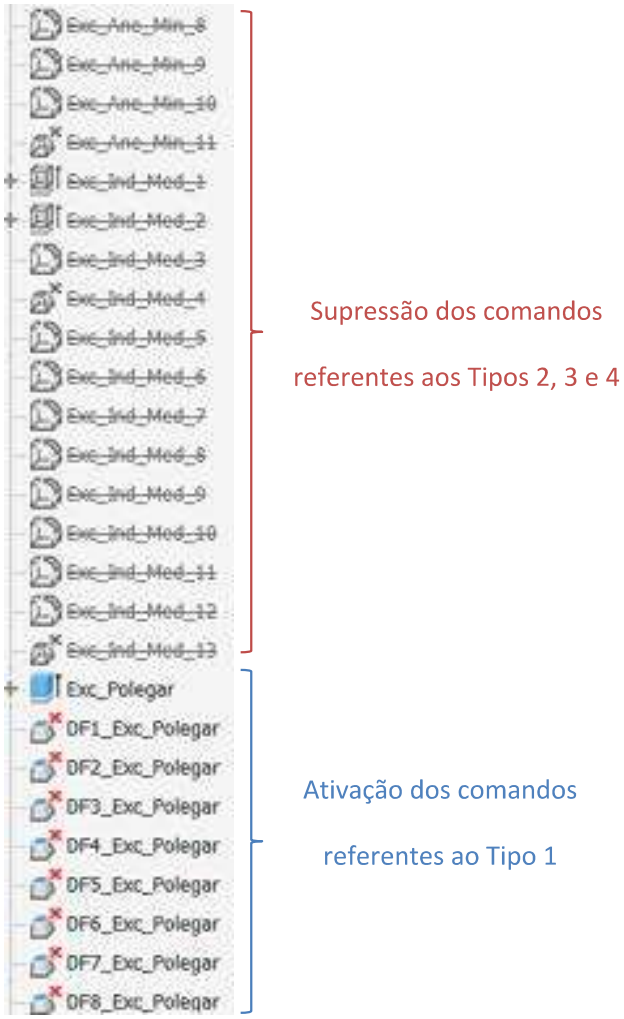
```
If Tipo = "Polegar" Then

        '   *****   POLEGAR   *****

        ' ***Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("Exc_Polegar") = True
        Exc_Polegar_1 = 0.00 deg
        Exc_Polegar = 71.750 mm

        ' ***DF1_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF1_Exc_Polegar") = True
                    .
                    .
                    .
'   *****   INDICADOR - MÉDIO   *****

        ' ***Exc_Ind_Med_1***
        Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_1") = False
        Exc_Ind_Med_2 = 0.00 deg
        Exc_Ind_Med_1 = 92.000 mm

        ' ***Exc_Ind_Med_2***
        Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_2") = False
        Exc_Ind_Med_3 = 0.00 deg
                    .
                    .
                    .
'   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****

        ' ***Exc_Ane_Min_1***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_1") = False
        Exc_Ane_Min_2 = 0.00 deg
        Exc_Ane_Min_1 = 65.250 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_2***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_2") = False

        Exc_Ane_Min_3 = 0.00 deg
```

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

.

Como resposta a seleção de implementação do código, a árvore de comando será modificada de acordo com a regra selecionada. Neste caso, com a regra Polegar os modelos vinculados como *true* continuam ativos e os demais são suprimidos, como mostrado na Figura 85.

Figura 65 - Supressão na árvore de comando



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.4.4.2 Parametrização Amputação Tipo 2

A parametrização da palma para o Tipo 2 de amputação, assim como para os demais tipos, foi realizada através da aplicação, via *iLogic*, do código com os comandos do modelo tridimensional. Os comandos do modelo, conforme mostrado na Figura 86, são definidos como verdadeiro (*True*) e os demais como falso (*False*). Dessa forma, a regra Indicador-Médio foi criada para gerenciar essa parametrização, conforme parte do código mostrado na mesma Figura.

Figura 66 - Regra de parametrização: Indicador-Médio

```
If Tipo = "Indicador-Médio" Then

        '   *****   POLEGAR   *****

        ' ***Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("Exc_Polegar") = False
        Exc_Polegar_1 = 0.00 deg
        Exc_Polegar = 71.750 mm

        ' ***DF1_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF1_Exc_Polegar") = False

                    .
                    .
                    .

'   *****   INDICADOR - MÉDIO   *****

        ' ***Exc_Ind_Med_1***
        Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_1") = True
        Exc_Ind_Med_2 = 0.00 deg
        Exc_Ind_Med_1 = 92.000 mm

        ' ***Exc_Ind_Med_2***
        Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_2") = True
        Exc_Ind_Med_3 = 0.00 deg

                    .
                    .
                    .

'   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****

        ' ***Exc_Ane_Min_1***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_1") = False
        Exc_Ane_Min_2 = 0.00 deg
        Exc_Ane_Min_1 = 65.250 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_2***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_2") = False
        Exc_Ane_Min_3 = 0.00 deg
```

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.4.4.3 Parametrização Amputação Tipo 3

A parametrização da palma para o Tipo 3 de amputação, assim como para os demais tipos, foi realizada através da aplicação, via *iLogic*, do código com os comandos do modelo tridimensional. Os comandos do modelo, conforme mostrado na Figura 87, são definidos como verdadeiro (*True*) e os demais como falso (*False*). Dessa forma, a regra Anelar-Mínimo foi criada para gerenciar essa parametrização, conforme parte do código mostrado na mesma Figura.

Figura 67 - Regra de parametrização: Anelar-Mínimo

```
If Tipo = "Anelar_Mínimo" Then

        '   *****   POLEGAR   *****

        ' ***Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("Exc_Polegar") = False
        Exc_Polegar_1 = 0.00 deg
        Exc_Polegar = 71.750 mm

        ' ***DF1_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF1_Exc_Polegar") = False

                    .
                    .

'   *****   INDICADOR - MÉDIO   *****


        ' ***Exc_Ind_Med_1***
        Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_1") = False
        Exc_Ind_Med_2 = 0.00 deg
        Exc_Ind_Med_1 = 92.000 mm

        ' ***Exc_Ind_Med_2***
        Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_2") = False
        Exc_Ind_Med_3 = 0.00 deg

                    .
                    .

'   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****


        ' ***Exc_Ane_Min_1***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_1") = True
        Exc_Ane_Min_2 = 0.00 deg
        Exc_Ane_Min_1 = 65.250 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_2***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_2") = True
        Exc_Ane_Min_3 = 0.00 deg
```

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

3.4.4.4 Parametrização Amputação Tipo 4

A parametrização da palma para o Tipo 4, que representa a amputação completa da mão, envolveu a supressão total de todos os comandos referentes ao processo de amputação parcial. Para gerenciar essa parametrização, foi desenvolvida a regra “Palma Completa”, conforme parte do código mostrado na Figura 88.

Figura 88- Regra de parametrização: Palma Completa

```
If Tipo = "Anelar_Mínimo" Then

        '   *****   POLEGAR   *****

        ' ***Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("Exc_Polegar") = False
        Exc_Polegar_1 = 0.00 deg
        Exc_Polegar = 71.750 mm

        ' ***DF1_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF1_Exc_Polegar") = False

                    .
                    .
                    .

'   *****   INDICADOR - MÉDIO   *****


        ' ***Exc_Ind_Med_1***
        Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_1") = False
        Exc_Ind_Med_2 = 0.00 deg
        Exc_Ind_Med_1 = 92.000 mm

        ' ***Exc_Ind_Med_2***
        Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_2") = False
        Exc_Ind_Med_3 = 0.00 deg

                    .
                    .
                    .

'   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****


        ' ***Exc_Ane_Min_1***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_1") = False
        Exc_Ane_Min_2 = 0.00 deg
        Exc_Ane_Min_1 = 65.250 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_2***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_2") = False
        Exc_Ane_Min_3 = 0.00 deg
```

Fonte:elaborado pelo autor, 2025.

3.4.5 Parametrização da Prótese Montada

Após a parametrização da palma, utilizou-se o ambiente de montagem (*assemble*) no *Autodesk Inventor* para modificar o conjunto completo da prótese. A parametrização neste ambiente foi baseada nas regras desenvolvidas em cada tipo de amputação, levando em consideração também as dimensões essenciais dos parafusos para garantir a montagem adequada de cada tipo.

Para o início de criação dos vínculos dos modelos a serem parametrizadas, uma regra no *iLogic* foi desenvolvida para vincular cada comando do ambiente de componente para o de montagem, como mostrado na Figura 87.

Figura 68 - Regra para transposição dos comandos para o ambiente de montagem

```
'Código para gerar os links de parametrização para a palma

'Gera a prótese do tipo 1 - Pessoa sem o polegar

If Parametro = 1 Then
   Parameter("Palma - 3 - Parametrizada:1", "Palma") = 1

'Gera a prótese do tipo 2 - Pessoa sem o dedo anelar e dedo mínimo

ElseIf Parametro = 2 Then
   Parameter("Palma - 3 - Parametrizada:1", "Palma") = 2

'Gera a prótese do tipo 3 - Pessoa sem o dedo indicador e dedo médio

ElseIf Parametro = 3 Then
   Parameter("Palma - 3 - Parametrizada:1", "Palma") = 3

'Gera a prótese do tipo 1 - Pessoa com amputação de todos os dedos
da mão

ElseIf Parametro = 4 Then
   Parameter("Palma - 3 - Parametrizada:1", "Palma") = 4

End If
```

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

A seleção dos dedos ativados para o conjunto do tipo de prótese selecionada é coordenada pela regra nomeada de *Supress*, parcialmente mostrada na Figura

90, além do controle do comprimento dos parafusos aplicados para montagem dos dedos.

Figura 90 - Regra parcial para a supressão dos dedos e dos parafusos

```
' ***** POLEGAR *****

'Código para suprimir dedos e modelagem da palma para o tipo de amputação
1
'Suprimir os dedos indicador, médio, anelar e mínimo
'Modificar o tamanho dos parafusos e o tipo de palma

If Parametro = 1 Then
        Component.IsActive("Polegar - Montagem 2:1") = False
        Component.IsActive("Indicador - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Médio - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Anelar - Montagem 2:2") = True
        Component.IsActive("Mínimo - Montagem 2:2") = True

' **** PARAFUSOS

        Component.IsActive("Parafuso Polegar 20mm:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso Fenda Polegar:2") = False
        Component.IsActive("Parafuso 70mm:1") = True
        Component.IsActive("Espaçador 25mm:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Indicador-Médio:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Anelar-Mínimo:2") = False
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:3") = False
```

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Finalizando o processo de parametrização para o conjunto, todos os parâmetros utilizados foram vinculados ao fx parameters para permitir o uso do *iLogic* por meio de *Forms,* proporcionando uma forma visual e interativa para que o usuário possa modificar os valores.

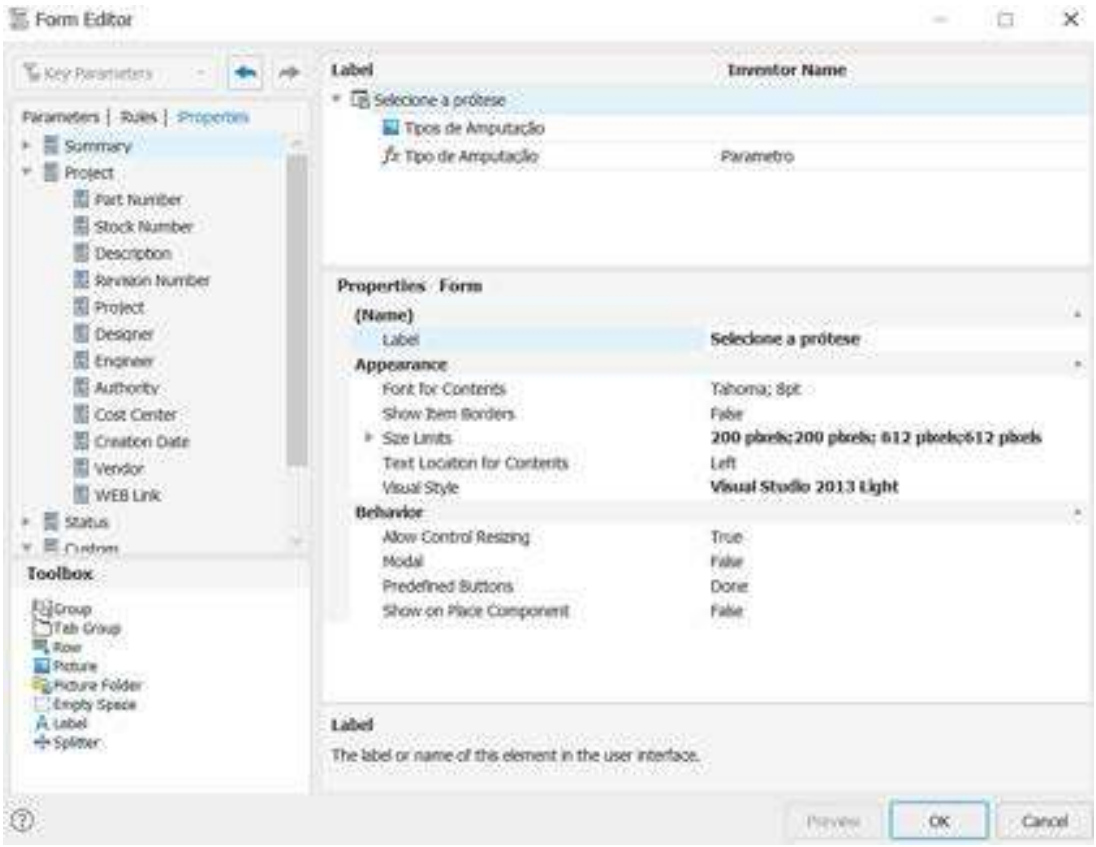
3.5 Interface para Modificação das Dimensões

Para a criação da interface do usuário foi utilizado o *Forms*, que é uma aplicação do *Autodesk Inventor* que faz parte do conjunto de funcionalidades do *iLogic*. O *Forms* no *iLogic* é uma extensão que se concentra na criação de interfaces gráficas de usuário (IGU) para interagir com os modelos parametrizados, sendo

possível criar janelas de diálogo personalizadas que contêm caixas de seleção, botões, campos de texto e outros elementos de interface que permitem aos usuários definirem parâmetros ou realizar ações de maneira mais intuitiva.

Nesse contexto, ao desenvolver a interface para as próteses, foram incorporados parâmetros de seleção do tipo de prótese utilizada (1, 2, 3 e 4), cada uma acompanhada de uma imagem ilustrativa, facilitando a escolha do usuário. A Figura 91 apresenta os parâmetros e os elementos selecionados para a criação do formulário.

Figura 69 - Elementos selecionados para a criação da IGU



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

4. RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados alcançados nas parametrizações, testes, construção 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 e Módulo de elasticidade. Parâmetros com notória importância no que se refere a construção do dispositivo.

4.1 Padrão de Preenchimento Interno

A Figura 92 apresenta os padrões de preenchimento interno com densidades de 25%, 50% e 75%, respectivamente, selecionados entre os cinco níveis de *infill* utilizados neste estudo. A escolha por destacar esses três níveis deve-se à sua distribuição intermediária e sequência progressiva de densidade, o que permite uma melhor análise comparativa dos efeitos do preenchimento na estrutura dos corpos de prova. A geometria interna adotada é do tipo hexagonal (*honeycomb*), gerada no 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; ALI *et al*., 2024).

Figura 70 - Distribuição da geometria interna dos cps de 25, 50 e 75%

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

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 93), 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 7).

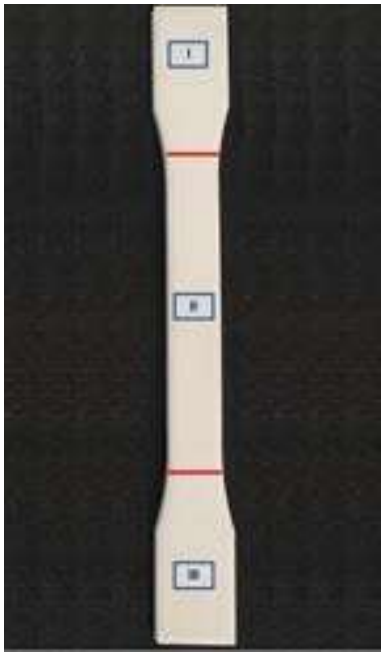
Tabela 7 - Valores de Largura e Espessura na região útil do corpo de prova Tipo I norma ASTM D638 – 14

Região útil do Corpo de Prova	
Largura	**Espessura**
[mm]	**[mm]**
13 ± 0,5	3,2 ± 0,4

Fonte: autor (2022)

Após coletadas as cinco medidas em cada direção, espessura e largura na região útil (Figura 93), 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 71 - Representação das regiões I, II e III do cp



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

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

Grupo 1							
Infill 15%							
Corpo de Prova	Sequência de Medição	Largura Medida a_0 [mm]	Largura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Expessura Medida b_0 [mm]	Expessura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Área Calculada s_0 [mm²]	Área Calculada e Incerteza Expandida [mm²]
1.1	1ª	13,08	13,08 ± 0,013	3,21	3,21 ± 0,009	41,99	41,99 ± 0,152
	2ª	13,14	13,14 ± 0,013	3,26	3,26 ± 0,009	42,84	42,84 ± 0,152
	3ª	13,08	13,08 ± 0,013	3,26	3,26 ± 0,009	42,64	42,64 ± 0,152
	4ª	13,08	13,08 ± 0,013	3,26	3,26 ± 0,009	42,64	42,64 ± 0,152
	5ª	13,13	13,13 ± 0,013	3,22	3,22 ± 0,009	42,28	42,28 ± 0,152
	Média (x)	**13,10**	**Média (x)**	**3,24**	**Média (x)**	**42,48**	
	Desvio (s)	**0,03**	**Desvio (s)**	**0,02**	**Desvio (s)**	**0,34**	
1.2	1ª	13,17	13,17 ± 0,022	3,23	3,23 ± 0,013	42,54	42,54 ± 0,183
	2ª	13,11	13,11 ± 0,022	3,28	3,28 ± 0,013	43,00	43,00 ± 0,183
	3ª	13,06	13,06 ± 0,022	3,28	3,28 ± 0,013	42,84	42,84 ± 0,183
	4ª	13,13	13,13 ± 0,022	3,28	3,28 ± 0,013	43,07	43,07 ± 0,183
	5ª	13,06	13,06 ± 0,022	3,22	3,22 ± 0,013	42,05	42,05 ± 0,183
	Média (x)	**13,11**	**Média (x)**	**3,26**	**Média (x)**	**42,70**	
	Desvio (s)	**0,05**	**Desvio (s)**	**0,03**	**Desvio (s)**	**0,41**	
1.3	1ª	12,95	12,95 ± 0,004	3,28	3,28 ± 0,009	42,48	42,48 ± 0,134
	2ª	12,96	12,96 ± 0,004	3,32	3,32 ± 0,009	43,03	43,03 ± 0,134
	3ª	12,96	12,96 ± 0,004	3,33	3,33 ± 0,009	43,16	43,16 ± 0,134
	4ª	12,98	12,98 ± 0,004	3,32	3,32 ± 0,009	43,09	43,09 ± 0,134
	5ª	12,96	12,96 ± 0,004	3,29	3,29 ± 0,009	42,64	43,64 ± 0,134
	Média (x)	**12,96**	**Média (x)**	**3,31**	**Média (x)**	**42,88**	
	Desvio (s)	**0,01**	**Desvio (s)**	**0,02**	**Desvio (s)**	**0,30**	
1.4	1ª	13,04	13,04 ± 0,013	3,3	3,30 ± 0,013	43,03	43,03 ± 0,215
	2ª	13,1	13,10 ± 0,013	3,34	3,34 ± 0,013	43,75	43,75 ± 0,215
	3ª	13,05	13,05 ± 0,013	3,31	3,31 ± 0,013	43,20	43,20 ± 0,215
	4ª	13,09	13,09 ± 0,013	3,3	3,30 ± 0,013	43,20	43,20 ± 0,215
	5ª	13,05	13,05 ± 0,013	3,25	3,25 ± 0,013	42,41	42,41 ± 0,215
	Média (x)	**13,07**	**Média (x)**	**3,30**	**Média (x)**	**43,12**	
	Média (x)	**0,03**	**Desvio (s)**	**0,03**	**Desvio (s)**	**0,48**	
1.5	1ª	12,92	12,92 ± 0,009	3,26	3,26 ± 0,013	42,12	42,12 ± 0,210
	2ª	12,97	12,97 ± 0,009	3,31	3,31 ± 0,013	42,93	42,93 ± 0,210
	3ª	12,96	12,96 ± 0,009	3,32	3,32 ± 0,013	43,03	43,03 ± 0,210
	4ª	12,96	12,96 ± 0,009	3,33	3,33 ± 0,013	43,16	43,16 ± 0,210
	5ª	12,97	12,97 ± 0,009	3,34	3,34 ± 0,013	43,32	43,32 ± 0,210
	Média (x)	**12,96**	**Média (x)**	**3,31**	**Média (x)**	**42,91**	
	Desvio (s)	**0,02**	**Desvio (s)**	**0,03**	**Desvio (s)**	**0,47**	

Fonte: autor (2022)

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

Grupo 2							
Infill 25%							
Corpo de Prova	Sequência de Medição	Largura Medida a_0 [mm]	Largura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Expessura Medida b_0 [mm]	Expessura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Área Calculada s_0 [mm²]	Área Calculada e Incerteza Expandida [mm²]
2.1	1ª	12,86	12,86 ± 0,018	3,34	3,34 ± 0,009	42,95	42,95 ± 0,112
	2ª	12,93	12,93 ± 0,018	3,29	3,29 ± 0,009	42,54	42,54 ± 0,112
	3ª	12,96	12,96 ± 0,018	3,32	3,32 ± 0,009	43,03	43,03 ± 0,112
	4ª	12,95	12,95 ± 0,018	3,32	3,32 ± 0,009	42,99	42,99 ± 0,112
	5ª	12,93	12,93 ± 0,018	3,29	3,29 ± 0,009	42,54	42,54 ± 0,112
	Média (x)	**12,93**	Média (x)	**3,31**	Média (x)	**42,81**	
	Desvio (s)	**0,04**	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,25**	
2.2	1ª	13,14	13,14 ± 0,009	3,23	3,23 ± 0,004	42,44	42,44 ± 0,027
	2ª	13,10	13,10 ± 0,009	3,24	3,24 ± 0,004	42,44	42,44 ± 0,027
	3ª	13,09	13,09 ± 0,009	3,25	3,25 ± 0,004	42,54	42,54 ± 0,027
	4ª	13,10	13,10 ± 0,009	3,25	3,25 ± 0,004	42,58	42,58 ± 0,027
	5ª	13,09	13,09 ± 0,009	3,25	3,25 ± 0,004	42,54	42,54 ± 0,027
	Média (x)	**13,10**	Média (x)	**3,24**	Média (x)	**42,51**	
	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,06**	
2.3	1ª	13,00	13,00 ± 0,009	3,24	3,24 ± 0,004	42,12	42,12 ± 0,054
	2ª	13,02	13,02 ± 0,009	3,24	3,24 ± 0,004	42,18	42,18 ± 0,054
	3ª	13,05	13,05 ± 0,009	3,25	3,25 ± 0,004	42,41	42,41 ± 0,054
	4ª	13,03	13,03 ± 0,009	3,25	3,25 ± 0,004	42,35	42,35 ± 0,054
	5ª	13,00	13,00 ± 0,009	3,25	3,25 ± 0,004	42,25	42,25 ± 0,054
	Média (x)	**13,02**	Média (x)	**3,25**	Média (x)	**42,26**	
	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,12**	
2.4	1ª	12,86	12,86 ± 0,009	3,26	3,26 ± 0,009	41,92	41,92 ± 0,116
	2ª	12,91	12,91 ± 0,009	3,28	3,28 ± 0,009	42,34	42,34 ± 0,116
	3ª	12,89	12,89 ± 0,009	3,29	3,29 ± 0,009	42,41	42,41 ± 0,116
	4ª	12,88	12,88 ± 0,009	3,29	3,29 ± 0,009	42,38	42,38 ± 0,116
	5ª	12,89	12,89 ± 0,009	3,25	3,25 ± 0,009	41,89	41,89 ± 0,116
	Média (x)	**12,89**	Média (x)	**3,27**	Média (x)	**42,19**	
	Média (x)	**0,02**	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,26**	
2.5	1ª	13,08	13,08 ± 0,004	3,24	3,24 ± 0,004	42,38	42,38 ± 0,045
	2ª	13,06	13,06 ± 0,004	3,23	3,23 ± 0,004	42,18	42,18 ± 0,045
	3ª	13,06	13,06 ± 0,004	3,24	3,24 ± 0,004	42,31	42,31 ± 0,045
	4ª	13,06	13,06 ± 0,004	3,25	3,25 ± 0,004	42,45	42,45 ± 0,045
	5ª	13,07	13,07 ± 0,004	3,24	3,24 ± 0,004	42,35	42,35 ± 0,045
	Média (x)	**13,07**	Média (x)	**3,24**	Média (x)	**42,33**	
	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,10**	

Fonte: autor (2022)

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

Grupo 3							
Infill 50%							
Corpo de Prova	Sequência de Medição	Largura Medida a_0 [mm]	Largura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Expessura Medida b_0 [mm]	Expessura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Área Calculada s_0 [mm²]	Área Calculada e Incerteza Expandida [mm²]
3.1	1ª	13,03	13,03 ± 0,004	3,30	3,30 ± 0,009	43,00	43,00 ± 0,103
	2ª	13,02	13,02 ± 0,004	3,26	3,26 ± 0,009	42,45	42,45 ± 0,103
	3ª	13,03	13,03 ± 0,004	3,27	3,27 ± 0,009	42,61	42,61 ± 0,103
	4ª	13,02	13,02 ± 0,004	3,26	3,26 ± 0,009	42,45	42,45 ± 0,103
	5ª	13,03	13,03 ± 0,004	3,27	3,27 ± 0,009	42,61	42,61 ± 0,103
	Média (x)	**13,03**	Média (x)	**3,27**	Média (x)	**42,62**	
	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,23**	
3.2	1ª	12,91	12,91 ± 0,013	3,22	3,22 ± 0,009	41,57	41,57 ± 0,076
	2ª	12,94	12,94 ± 0,013	3,22	3,22 ± 0,009	41,67	41,67 ± 0,076
	3ª	12,86	12,86 ± 0,013	3,25	3,25 ± 0,009	41,80	41,80 ± 0,076
	4ª	12,89	12,89 ± 0,013	3,26	3,26 ± 0,009	42,02	42,02 ± 0,076
	5ª	12,86	12,86 ± 0,013	3,25	3,25 ± 0,009	41,80	41,80 ± 0,076
	Média (x)	**12,89**	Média (x)	**3,24**	Média (x)	**41,77**	
	Desvio (s)	**0,03**	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,17**	
3.3	1ª	13,00	13,00 ± 0,049	3,21	3,21 ± 0,004	41,73	41,73 ± 0,192
	2ª	13,20	13,20 ± 0,049	3,22	3,22 ± 0,004	42,50	42,50 ± 0,192
	3ª	13,20	13,20 ± 0,049	3,22	3,22 ± 0,004	42,50	42,50 ± 0,192
	4ª	13,00	13,00 ± 0,049	3,23	3,23 ± 0,004	41,99	41,99 ± 0,192
	5ª	13,20	13,20 ± 0,049	3,24	3,24 ± 0,004	42,77	42,77 ± 0,192
	Média (x)	**13,12**	Média (x)	**3,22**	Média (x)	**42,30**	
	Desvio (s)	**0,11**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,43**	
3.4	1ª	13,04	13,04 ± 0,009	3,27	3,27 ± 0,004	42,64	42,64 ± 0,045
	2ª	13,05	13,05 ± 0,009	3,28	3,28 ± 0,004	42,80	42,80 ± 0,045
	3ª	13,00	13,00 ± 0,009	3,29	3,29 ± 0,004	42,77	42,77 ± 0,045
	4ª	13,03	13,03 ± 0,009	3,29	3,29 ± 0,004	42,87	42,87 ± 0,045
	5ª	13,00	13,00 ± 0,009	3,28	3,28 ± 0,004	42,64	42,64 ± 0,045
	Média (x)	**13,02**	Média (x)	**3,28**	Média (x)	**42,74**	
	Média (x)	**0,02**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,10**	
3.5	1ª	13,03	13,03 ± 0,004	3,29	3,29 ± 0,004	42,87	42,87 ± 0,036
	2ª	13,02	13,02 ± 0,004	3,28	3,28 ± 0,004	42,71	42,71 ± 0,036
	3ª	13,00	13,00 ± 0,004	3,30	3,30 ± 0,004	42,90	42,90 ± 0,036
	4ª	13,00	13,00 ± 0,004	3,29	3,29 ± 0,004	42,77	42,77 ± 0,036
	5ª	13,02	13,02 ± 0,004	3,29	3,29 ± 0,004	42,84	42,84 ± 0,036
	Média (x)	**13,01**	Média (x)	**3,29**	Média (x)	**42,82**	
	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,08**	

Fonte: autor (2022)

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

Grupo 4 Infill 75%							
Corpo de Prova	Sequência de Medição	Largura Medida a_0 [mm]	Largura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Expessura Medida b_0 [mm]	Expessura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Área Calculada s_0 [mm²]	Área Calculada e Incerteza Expandida [mm²]
4.1	1ª	12,90	12,90 ± 0,018	3,26	3,26 ± 0,013	42,05	42,05 ± 0,174
	2ª	12,88	12,88 ± 0,018	3,28	3,28 ± 0,013	42,25	42,25 ± 0,174
	3ª	12,97	12,97 ± 0,018	3,31	3,31 ± 0,013	42,93	42,93 ± 0,174
	4ª	12,89	12,89 ± 0,018	3,32	3,32 ± 0,013	42,79	42,79 ± 0,174
	5ª	12,90	12,90 ± 0,018	3,32	3,32 ± 0,013	42,83	42,83 ± 0,174
	Média (x)	**12,91**	Média (x)	**3,30**	Média (x)	**42,57**	
	Desvio (s)	**0,04**	Desvio (s)	**0,03**	Desvio (s)	**0,39**	
4.2	1ª	12,94	12,94 ± 0,009	3,33	3,33 ± 0,004	43,09	43,09 ± 0,071
	2ª	12,99	12,99 ± 0,009	3,32	3,32 ± 0,004	43,13	43,13 ± 0,071
	3ª	12,95	12,95 ± 0,009	3,33	3,33 ± 0,004	43,12	43,12 ± 0,071
	4ª	12,99	12,99 ± 0,009	3,32	3,32 ± 0,004	43,13	43,13 ± 0,071
	5ª	12,96	12,96 ± 0,009	3,30	3,30 ± 0,004	42,77	42,77 ± 0,071
	Média (x)	**12,97**	Média (x)	**3,32**	Média (x)	**43,05**	
	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,16**	
4.3	1ª	12,85	12,85 ± 0,013	3,32	3,32 ± 0,009	42,66	42,66 ± 0,107
	2ª	12,92	12,92 ± 0,013	3,32	3,32 ± 0,009	42,89	42,89 ± 0,107
	3ª	12,90	12,90 ± 0,013	3,31	3,31 ± 0,009	42,70	42,70 ± 0,107
	4ª	12,89	12,89 ± 0,013	3,30	3,30 ± 0,009	42,54	42,54 ± 0,107
	5ª	12,92	12,92 ± 0,013	3,27	3,27 ± 0,009	42,25	42,25 ± 0,107
	Média (x)	**12,90**	Média (x)	**3,30**	Média (x)	**42,61**	
	Desvio (s)	**0,03**	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,24**	
4.4	1ª	12,98	12,98 ± 0,013	3,22	3,22 ± 0,009	41,80	41,80 ± 0,080
	2ª	12,97	12,97 ± 0,013	3,24	3,24 ± 0,009	42,02	42,02 ± 0,080
	3ª	12,92	12,92 ± 0,013	3,26	3,26 ± 0,009	42,12	42,12 ± 0,080
	4ª	12,92	12,92 ± 0,013	3,27	3,27 ± 0,009	42,25	42,25 ± 0,080
	5ª	12,95	12,95 ± 0,013	3,26	3,26 ± 0,009	42,22	42,22 ± 0,080
	Média (x)	**12,95**	Média (x)	**3,25**	Média (x)	**42,08**	
	Média (x)	**0,03**	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,18**	
4.5	1ª	12,91	12,91 ± 0,004	3,29	3,29 ± 0,004	42,47	42,47 ± 0,067
	2ª	12,94	12,94 ± 0,004	3,28	3,28 ± 0,004	42,44	42,44 ± 0,067
	3ª	12,93	12,93 ± 0,004	3,29	3,29 ± 0,004	42,54	42,54 ± 0,067
	4ª	12,92	12,92 ± 0,004	3,27	3,27 ± 0,004	42,25	42,25 ± 0,067
	5ª	12,94	12,94 ± 0,004	3,26	3,26 ± 0,004	42,18	42,18 ± 0,067
	Média (x)	**12,93**	Média (x)	**3,28**	Média (x)	**42,38**	
	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,15**	

Fonte: autor (2022)

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

Grupo 5							
Infill 100%							
Corpo de Prova	Sequência de Medição	Largura Medida a_0 [mm]	Largura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Expessura Medida b_0 [mm]	Expessura Medida e Incerteza Expandida [mm]	Área Calculada s_0 [mm²]	Área Calculada e Incerteza Expandida [mm²]
5.1	1ª	12,96	12,96 ± 0,013	3,44	3,44 ± 0,004	44,58	44,58 ± 0,094
	2ª	12,99	12,99 ± 0,013	3,47	3,47 ± 0,004	45,08	45,08 ± 0,094
	3ª	12,92	12,92 ± 0,013	3,47	3,47 ± 0,004	44,83	44,83 ± 0,094
	4ª	12,92	12,92 ± 0,013	3,45	3,45 ± 0,004	44,57	45,57 ± 0,094
	5ª	12,96	12,96 ± 0,013	3,45	3,45 ± 0,004	44,71	44,71 ± 0,094
	Média (x)	**12,95**	Média (x)	**3,46**	Média (x)	**44,76**	
	Desvio (s)	**0,03**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,21**	
5.2	1ª	13,03	13,03 ± 0,004	3,41	3,41 ± 0,004	44,43	44,43 ± 0,067
	2ª	13,05	13,05 ± 0,004	3,42	3,42 ± 0,004	44,63	44,63 ± 0,067
	3ª	13,05	13,05 ± 0,004	3,42	3,42 ± 0,004	44,63	44,63 ± 0,067
	4ª	13,03	13,03 ± 0,004	3,40	3,40 ± 0,004	44,30	44,30 ± 0,067
	5ª	13,05	13,05 ± 0,004	3,40	3,40 ± 0,004	44,37	44,37 ± 0,067
	Média (x)	**13,04**	Média (x)	**3,41**	Média (x)	**44,47**	
	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,15**	
5.3	1ª	13,01	13,01 ± 0,009	3,52	3,52 ± 0,004	45,80	45,80 ± 0,063
	2ª	13,07	13,07 ± 0,009	3,52	3,52 ± 0,004	46,01	46,01 ± 0,063
	3ª	13,05	13,05 ± 0,009	3,50	3,50 ± 0,004	45,68	45,68 ± 0,063
	4ª	13,05	13,05 ± 0,009	3,50	3,50 ± 0,004	45,68	45,68 ± 0,063
	5ª	13,06	13,06 ± 0,009	3,51	3,51 ± 0,004	45,84	45,84 ± 0,063
	Média (x)	**13,05**	Média (x)	**3,51**	Média (x)	**45,80**	
	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,14**	
5.4	1ª	13,08	13,08 ± 0,013	3,52	3,52 ± 0,004	46,04	46,04 ± 0,089
	2ª	13,13	13,13 ± 0,013	3,54	3,54 ± 0,004	46,48	46,48 ± 0,089
	3ª	13,09	13,09 ± 0,013	3,54	3,54 ± 0,004	46,34	46,34 ± 0,089
	4ª	13,08	13,08 ± 0,013	3,52	3,52 ± 0,004	46,04	46,04 ± 0,089
	5ª	13,13	13,13 ± 0,013	3,53	3,53 ± 0,004	46,35	46,35 ± 0,089
	Média (x)	**13,10**	Média (x)	**3,53**	Média (x)	**46,25**	
	Média (x)	**0,03**	Desvio (s)	**0,01**	Desvio (s)	**0,20**	
5.5	1ª	13,07	13,07 ± 0,009	3,52	3,52 ± 0,018	46,01	46,01 ± 0,237
	2ª	13,07	13,07 ± 0,009	3,50	3,50 ± 0,018	45,75	45,75 ± 0,237
	3ª	13,04	13,04 ± 0,009	3,48	3,48 ± 0,018	45,38	45,38 ± 0,237
	4ª	13,07	13,07 ± 0,009	3,44	3,44 ± 0,018	44,96	44,96 ± 0,237
	5ª	13,04	13,04 ± 0,009	3,43	3,43 ± 0,018	44,73	44,73 ± 0,237
	Média (x)	**13,06**	Média (x)	**3,47**	Média (x)	**45,36**	
	Desvio (s)	**0,02**	Desvio (s)	**0,04**	Desvio (s)	**0,53**	

Fonte: autor (2022)

4.3 Ensaio de Tração

Após a execução do ensaio de tração a tabela 13 mostra de maneira sintetizada os resultados médios obtidos para a tensão máxima, tensão de escoamento e o módulo de elasticidade para cada um dos cinco grupos estudados.

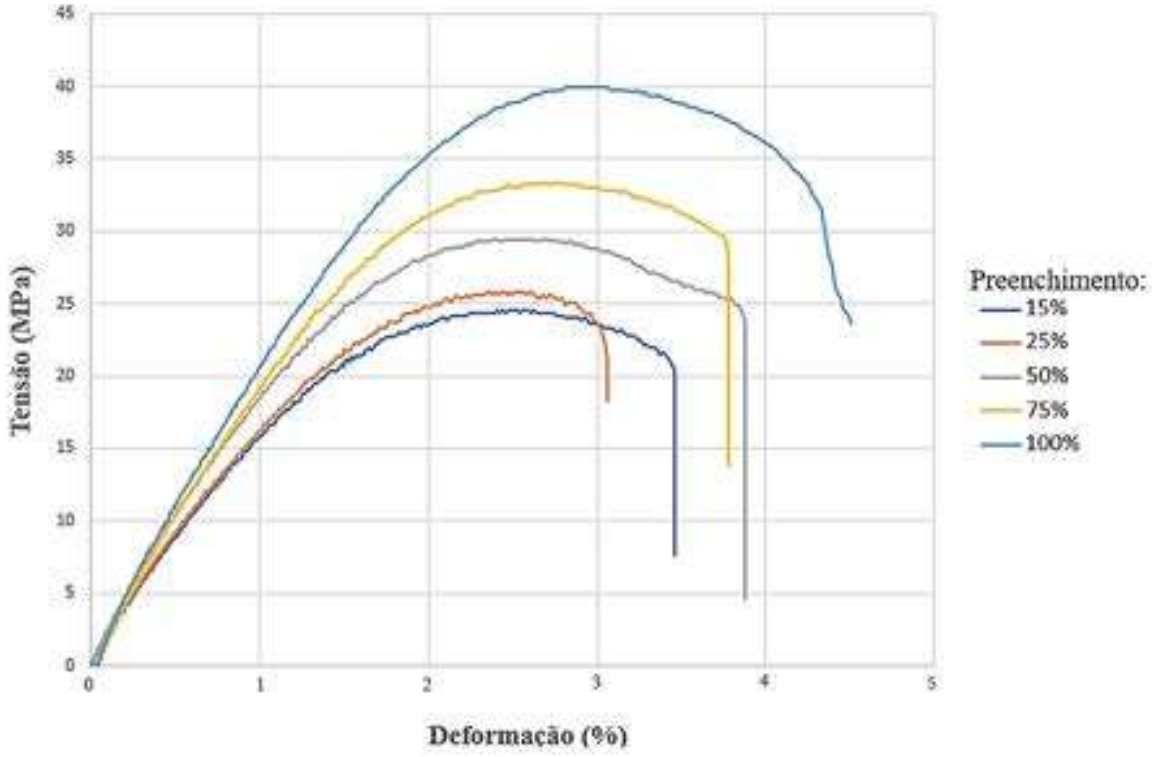
Tabela 13 - Resultados médios obtidos do ensaio de tração

Grupo	Tensão Máxima [MPa]	Tensão de Escoamento [MPa]	Módulo de Elásticidade [Mpa]
1	24,52 ± 0,28	12,90 ± 0,89	322,53 ± 17,17
2	24,29 ± 0,22	13,79 ± 0,88	332,54 ± 7,76
3	30,10 ± 0,55	16,33 ± 0,71	370,73 ± 9,78
4	31,50 ± 0,22	18,86 ± 0,51	388,14 ± 18,72
5	39,42 ± 0,19	20,08 ± 0,86	426,70 ± 16,62

Fonte: autor (2022)

Dos cinco ensaios realizados para cada grupo de amostras com *infill* de 15, 25, 50, 75 e 100%, encontram-se representados na Figura 94 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.

Figura 72 - Curvas tensão-deformação de engenharia para os diferentes níveis de preenchimento interno de 15, 25, 50, 75 e 100%



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Pelos resultados apresentados, é possível perceber uma correlação positiva entre o nível de preenchimento interno das amostras de TRITAN 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 TRITAN (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, consequentemente, 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.

4.4 Análise da Fratura

As análises morfológicas das superfícies de fratura do TRITAN, obtidas por meio de MEV, são apresentadas nas Figuras 95 a 99. Essas imagens permitem observar características detalhadas da topografia da superfície rompida, como a presença de rugosidades, trincas e a morfologia dos veios de fratura. Além disso, foram realizadas análises químicas complementares por Espectroscopia de Dispersão de Energia (*EDS - Energy Dispersive Spectroscopy*), que fornecem informações sobre a composição elementar das regiões analisadas, contribuindo para uma compreensão mais profunda da interação entre os materiais presentes na superfície de fratura.

A análise inicial da seção transversal rompida das amostras após o ensaio de tração revela a presença de discretos deslocamentos entre as camadas de material depositado, que variam de acordo com as diferentes condições de impressão adotadas. Em cada um dos corpos de prova (cps) selecionados individualmente, nos cinco ensaios realizados com *infill* de 15%, 25%, 50%, 75% e 100%, as imagens da seção transversal mostram pequenas variações nas linhas de preenchimento interno e nas camadas externas (*shells*) após a ruptura dos cps. Esses deslocamentos indicam uma variação na adesão entre camadas, que pode influenciar diretamente a resistência e o comportamento mecânico das amostras. A análise dessas imagens é essencial para entender como o *infill* e a estratégia de impressão impactam a integridade estrutural e a distribuição de tensões durante o ensaio de tração.

Uma diferença notável entre as amostras com diferentes porcentagens de preenchimento interno *(infill*) é a localização da região de ruptura final após o ensaio de tração. Nas amostras com maior porcentagem de *infill*, a zona de ruptura tende a se deslocar levemente da região central da seção transversal. Esse

comportamento diferencial pode ser atribuído não apenas à aplicação da carga uniaxial pelo equipamento de ensaio de tração, mas também à variação na densidade de preenchimento interno. Amostras com maior *infill* possuem uma estrutura interna mais densa, o que pode modificar a distribuição das tensões internas durante a aplicação da carga, resultando em um ponto de ruptura que não coincide exatamente com o centro geométrico da seção transversal. Essa variação na posição da falha indica como as diferentes densidades de material influenciam o comportamento mecânico, destacando a importância de ajustar o *infill* de acordo com os requisitos específicos de resistência para cada aplicação.

Nas imagens obtidas da macrografia da superfície de fratura das seções transversais rompidas, pode-se observar a variação na disposição dos reticulados internos em função das diferentes densidades de preenchimento. Esta variação decorre diretamente da concentração de *infill*, que influencia na forma como as estruturas internas são organizadas durante a impressão. Além disso, as imagens revelam o deslocamento dos reticulados que compõem a região interna da seção transversal. Esse deslocamento é resultado das deformações plásticas permanentes que ocorrem na estrutura devido à aplicação de uma carga axial durante o ensaio de tração. A carga imposta pela máquina gera tensões que, ao excederem o limite elástico do material, causam uma reconfiguração dos reticulados internos, evidenciando as áreas de maior deformação e a adaptação da estrutura ao esforço aplicado. Isso destaca como a densidade de preenchimento e a aplicação de carga influenciam a integridade estrutural e a resposta mecânica dos materiais.

Nas regiões onde ocorrem maiores concentrações de tensão, é possível observar o início do processo de clivagem, que se caracteriza pela propagação de fissuras ao longo da estrutura do material. Este processo é um dos mecanismos que leva à ruptura da matriz polimérica do material analisado. A clivagem se manifesta inicialmente em pontos de concentração de tensões, onde o material começa a ceder devido ao aumento da carga aplicada, criando pequenas fraturas que se propagam de maneira controlada. À medida que a tensão continua a

aumentar, essas fraturas se ampliam, culminando na falha total da estrutura. A observação deste fenômeno permite entender melhor a resistência à fratura do material, além de oferecer insights sobre os pontos críticos e a qualidade da adesão entre as camadas do polímero, essenciais para otimizar o processo de impressão e a integridade estrutural dos componentes produzidos.

A utilização do MEV permite a realização de análises químicas semiquantitativas com o objetivo de estimar a composição de regiões específicas do material, utilizando técnicas como a Espectroscopia de Dispersão de Energia (EDS). Essa análise é realizada em áreas setorizadas da amostra, e os resultados são apresentados por meio de gráficos que relacionam a intensidade de emissão dos elementos à sua energia característica. Esses gráficos facilitam a identificação dos diferentes elementos químicos presentes na região analisada, oferecendo uma visão geral da composição química do material. No entanto, é importante ressaltar que a análise EDS é predominantemente semiquantitativa, o que significa que, embora forneça informações sobre a presença e a distribuição de elementos, sua precisão na quantificação de elementos atômicos é limitada. Portanto, os dados obtidos devem ser interpretados de maneira qualitativa, servindo mais para uma compreensão qualitativa da composição do material do que para medições precisas.

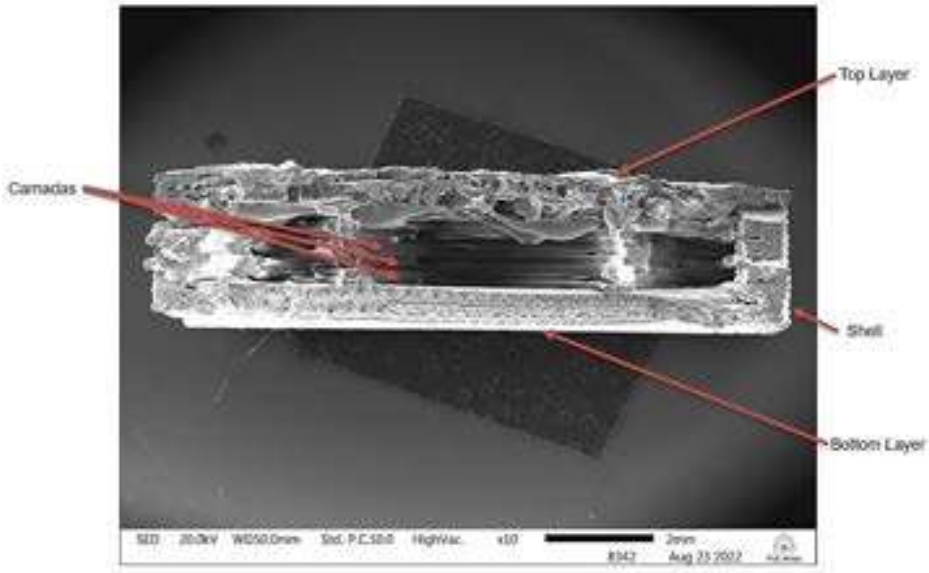
Nas amostras com diferentes porcentagens de *infill* (15, 25, 50, 75 e 100%), as Figuras 95 a 99 ilustram: (a) as linhas de deposição das camadas, como o *shell* e as camadas superior e inferior (*Top/Bottom Layer*); (b) aspectos estruturais como a clivagem e as concentrações de tensão nos reticulados internos; (c) a setorização da região escolhida para análise química; e (d) o espectro resultante da decomposição química dessa região, mostrando os picos dos elementos encontrados. Esses dados são fundamentais para entender a composição química das áreas específicas e seu impacto no comportamento mecânico do material durante e após o processo de tração.

As concentrações de tensão observadas nos elementos da seção transversal rompida do filamento polimérico TRITAN variaram de acordo com a porcentagem

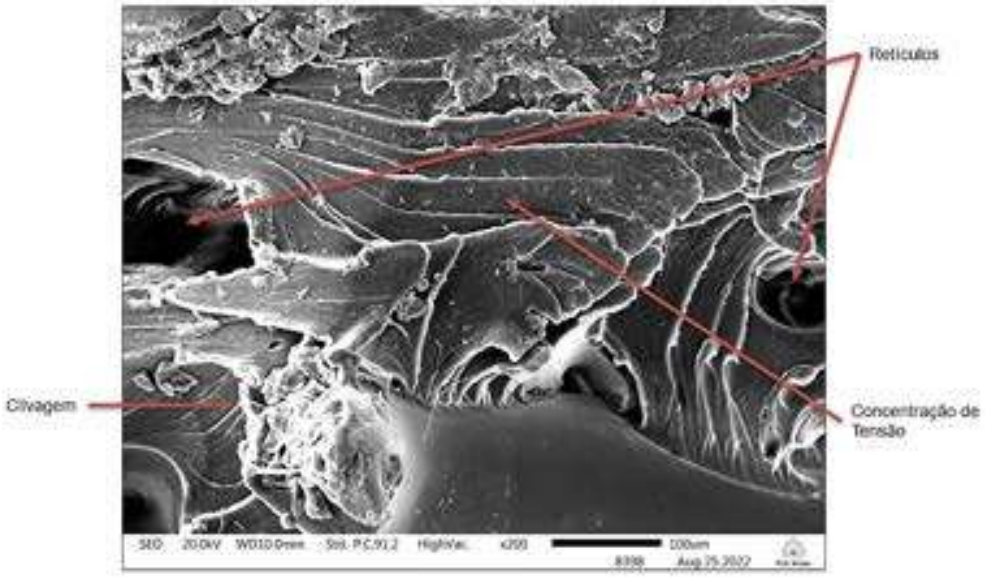
de *infill* utilizada. Para amostras com *infill* mais baixo (15% e 25%), as tensões concentradas foram mais evidentes em áreas com clivagem, indicando que a estrutura interna menos densa foi mais suscetível a falhas sob a carga aplicada. À medida que a porcentagem de *infill* aumentou (50%, 75% e 100%), a distribuição de tensões se tornou mais homogênea, com uma redução significativa nas áreas de concentração.

Isso sugere que o aumento do preenchimento interno contribui para uma maior resistência estrutural, melhorando a capacidade do material de suportar tensões sem fraturar. Essas observações são essenciais para compreender como a configuração interna do filamento polimérico TRITAN influencia seu desempenho mecânico em condições de carga, destacando a importância de otimizar o *design* de *infill* para aplicações específicas.

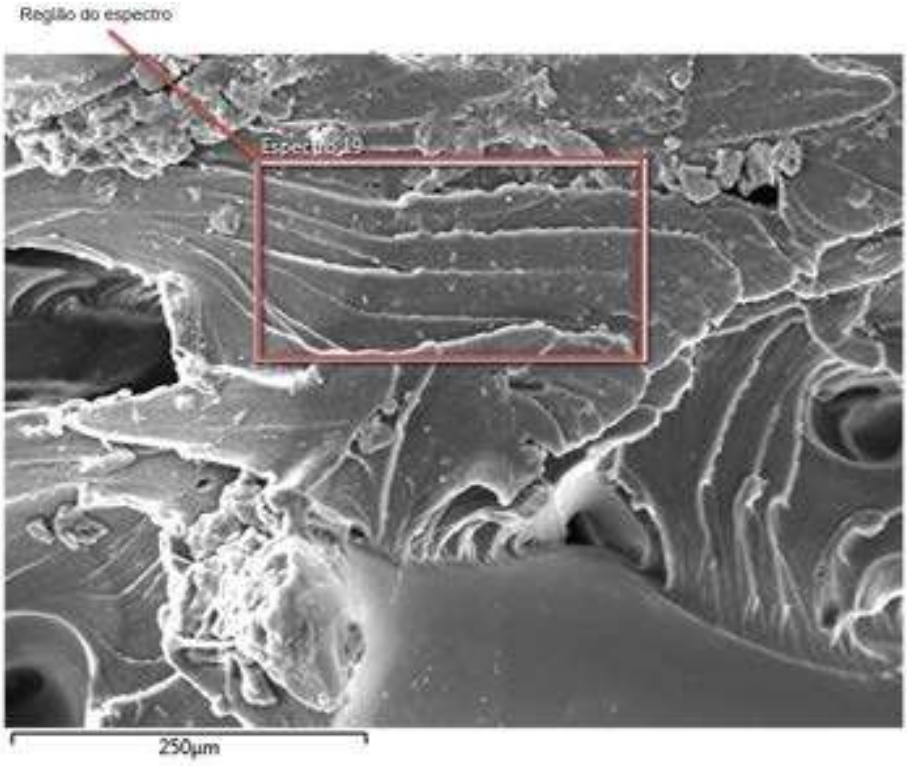
Figura 95 - Para amostra de 15% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top/Bottom Layer*; (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos, (c) setorização da região fraturada e (d) principais elementos químicos presentes na superfície da amostra da região analisada.



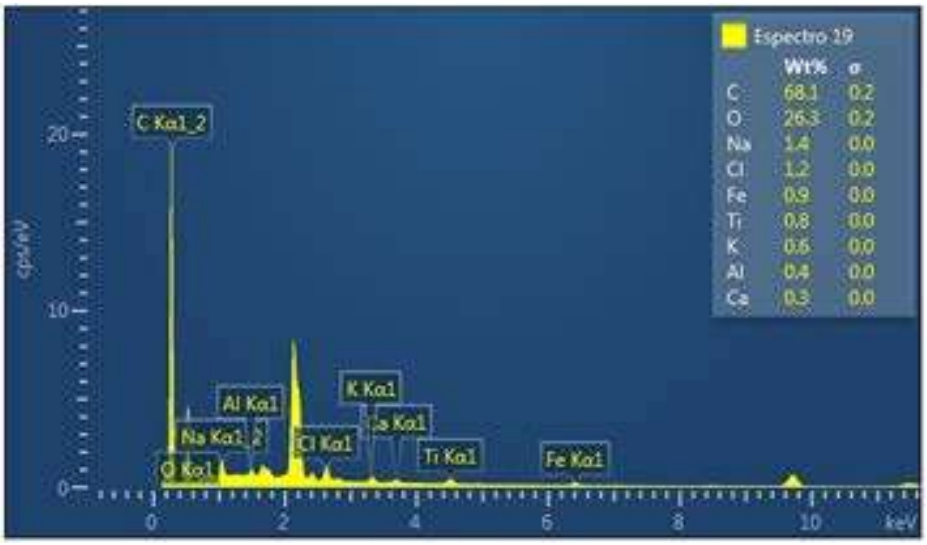
(a)


Reticulos
Clivagem
Concentração de Tensão

(b)


Região do espectro
250µm

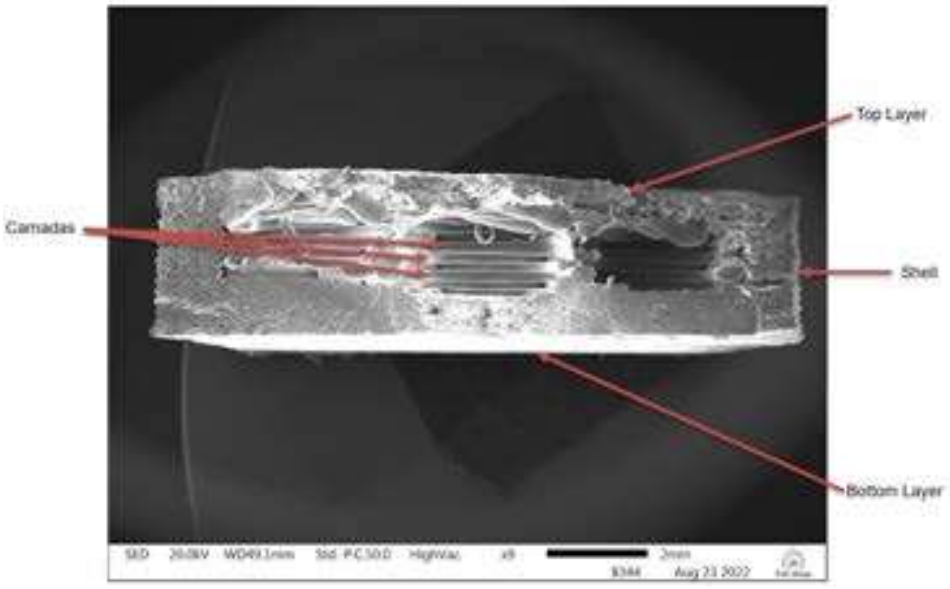
(c)



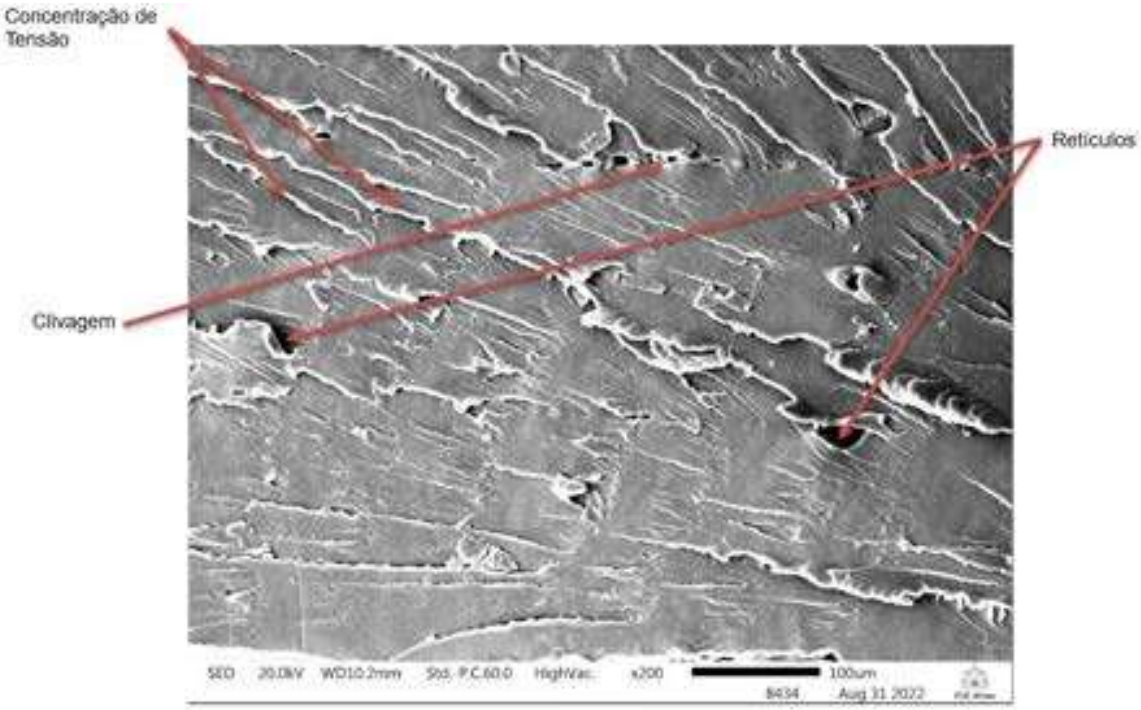
(d)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

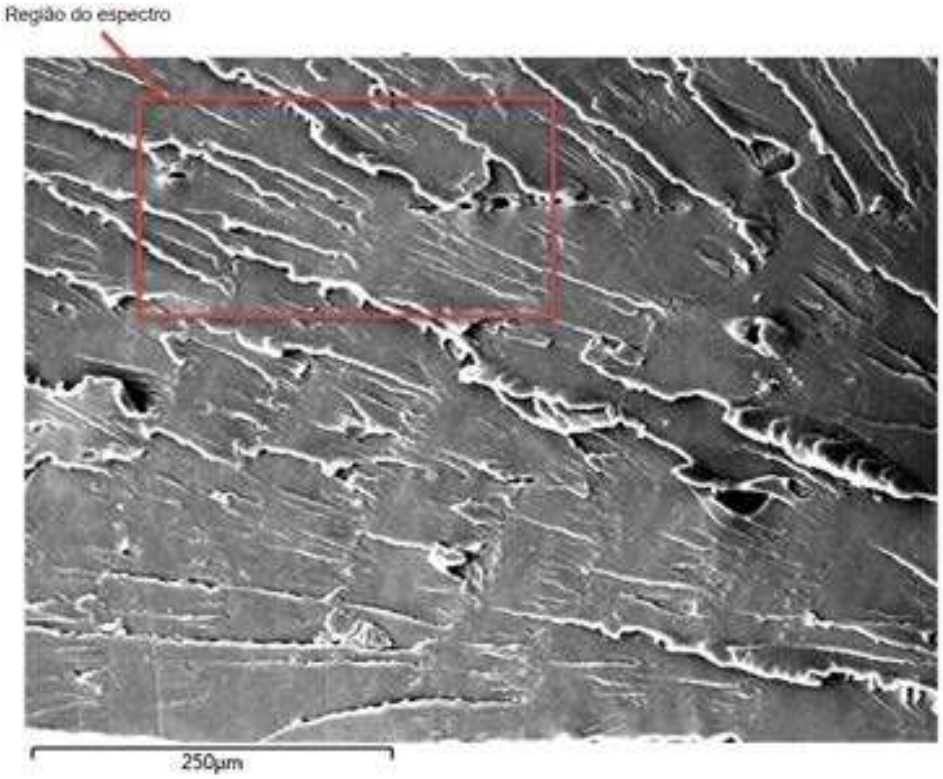
Figura 73 - Para amostra de 25% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top*/*Bottom Layer*; (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos (c) setorização da região fraturada e (d) principais elementos químicos presentes na superfície da amostra da região analisada.



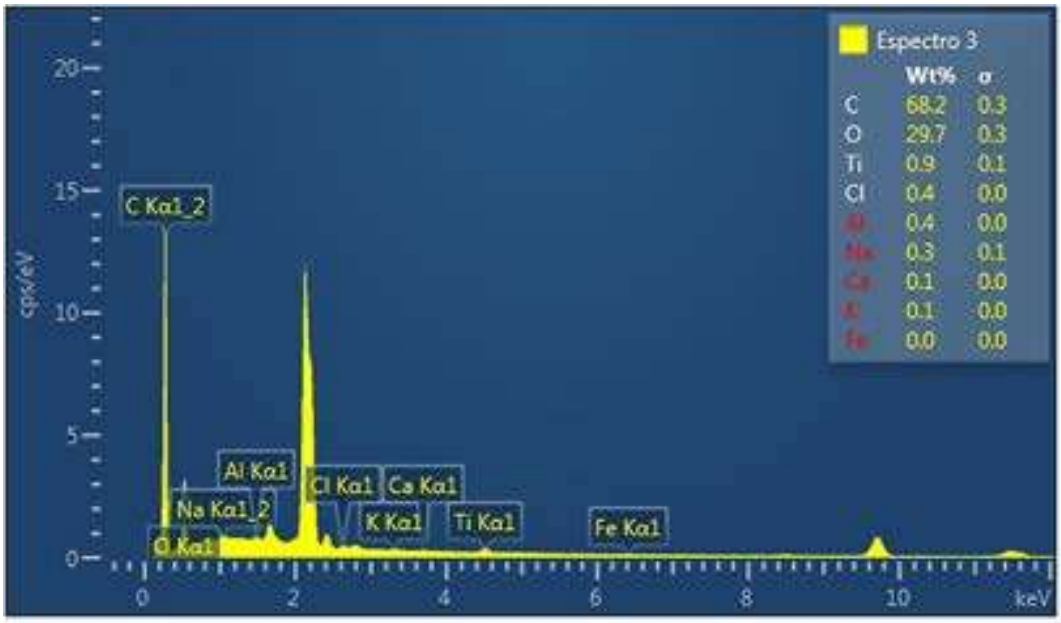
(a)


Concentração de Tensão
Reticulos
Clivagem
SEO 20.0kV WD10.2mm Sto. P.C.60.0 HighVac. x200 100um
8434 Aug 31 2022

(b)


Região do espectro
250µm

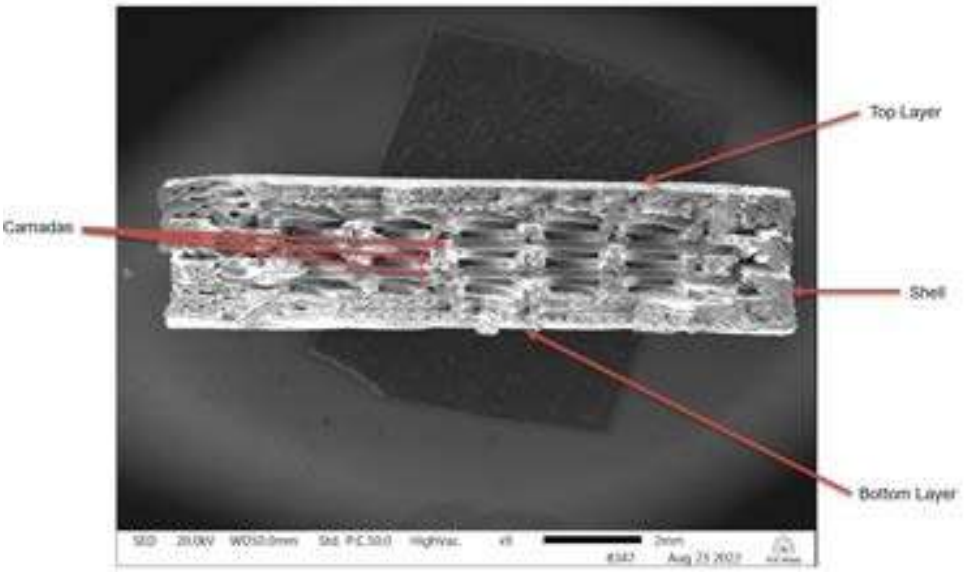
(c)



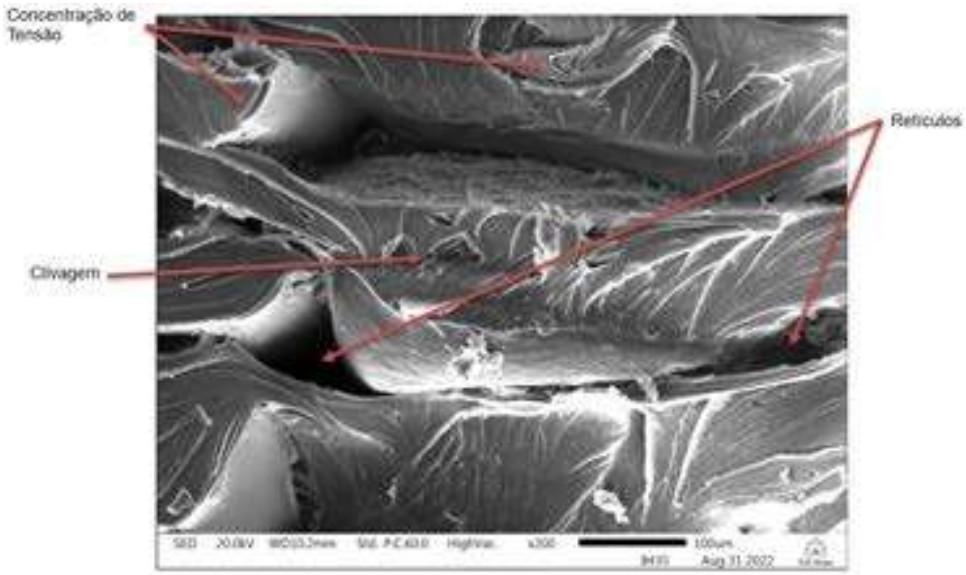
(c)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

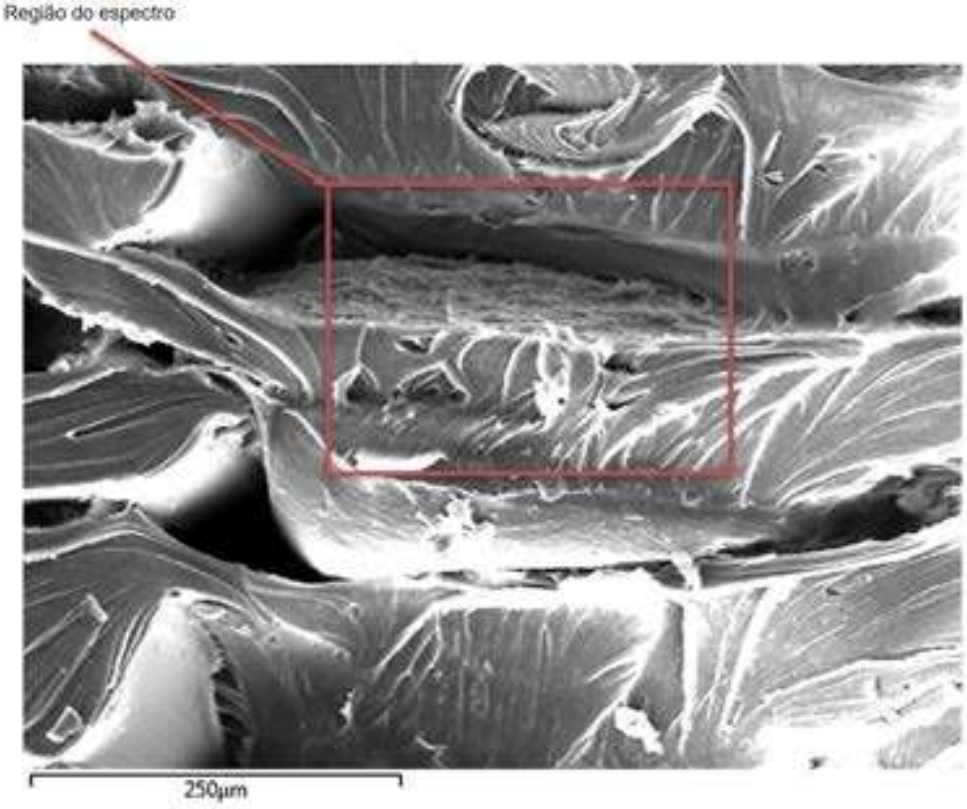
Figura 97 - Para amostra de 50% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top*/*Bottom Layer*; (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos(c) setorização da região fraturada e (d) principais elementos químicos presentes na superfície da amostra da região analisada.



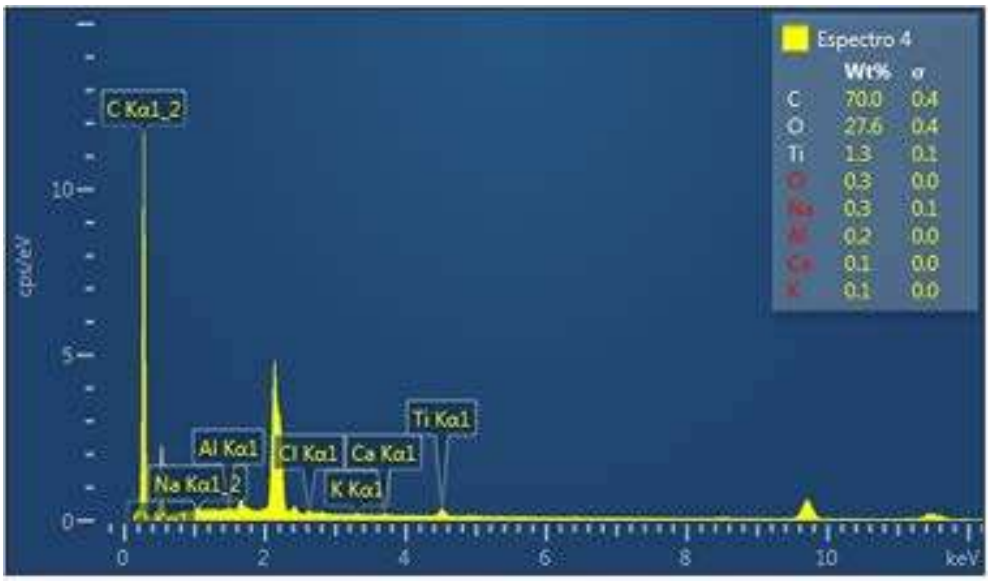
(a)


Concentração de Tensão
Reticulos
Clivagem

(b)


Região do espectro
250µm

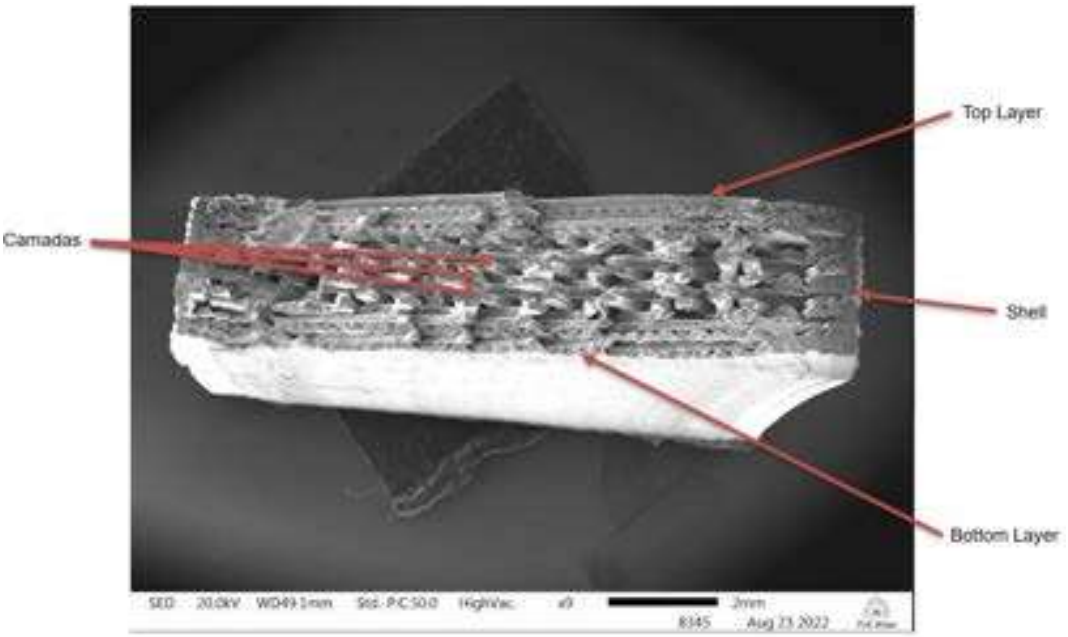
(c)



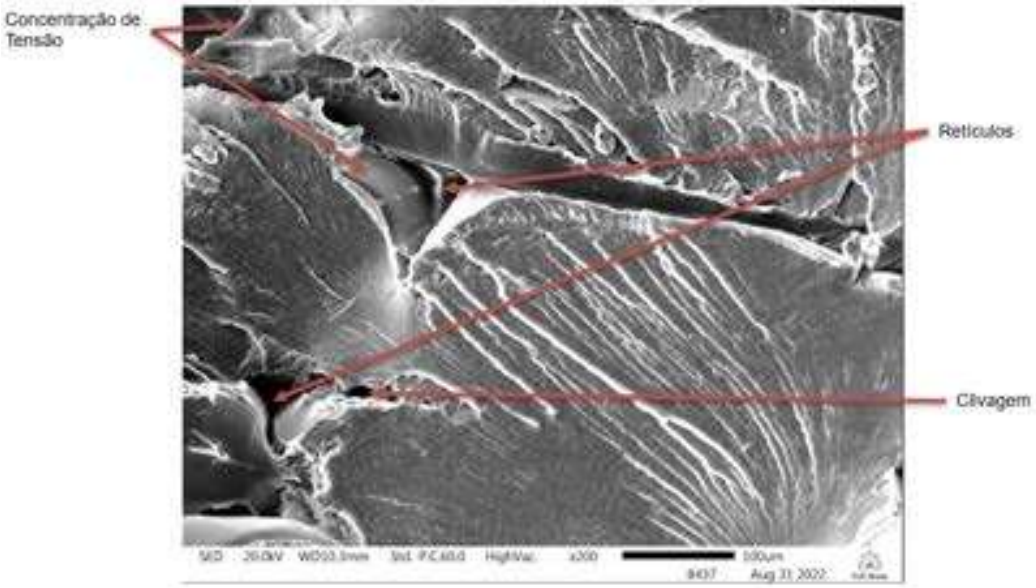
(d)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

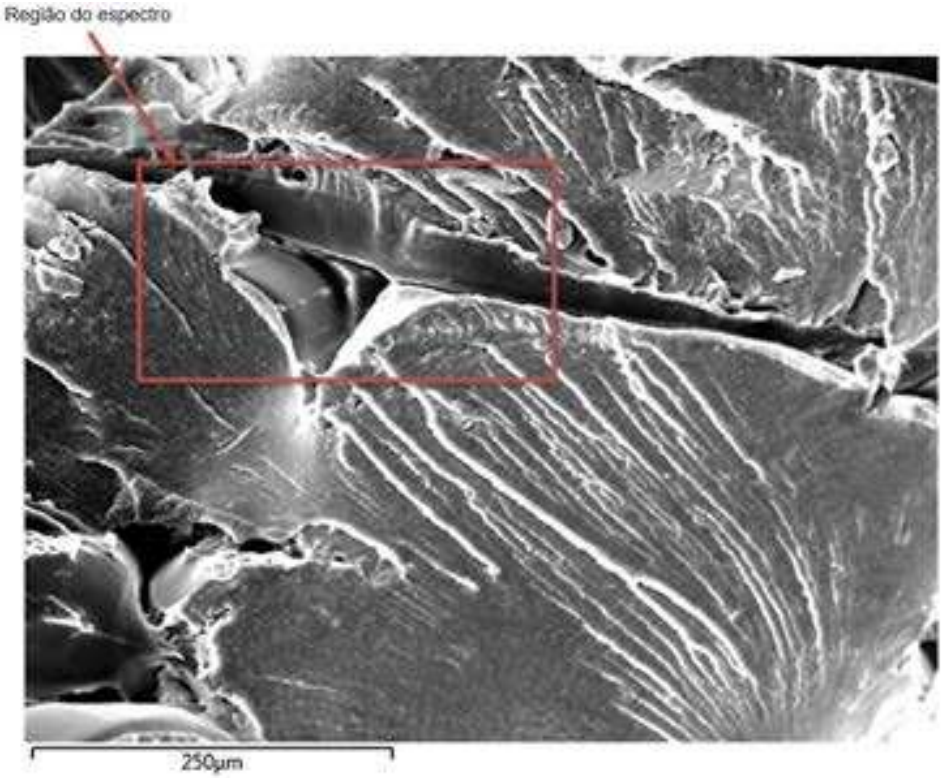
Figura 98 - Para amostra de 75% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top*/*Bottom Layer*; (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos, (c) setorização da região fraturada e (d) principais elementos químicos presentes na superfície da amostra da região analisada.



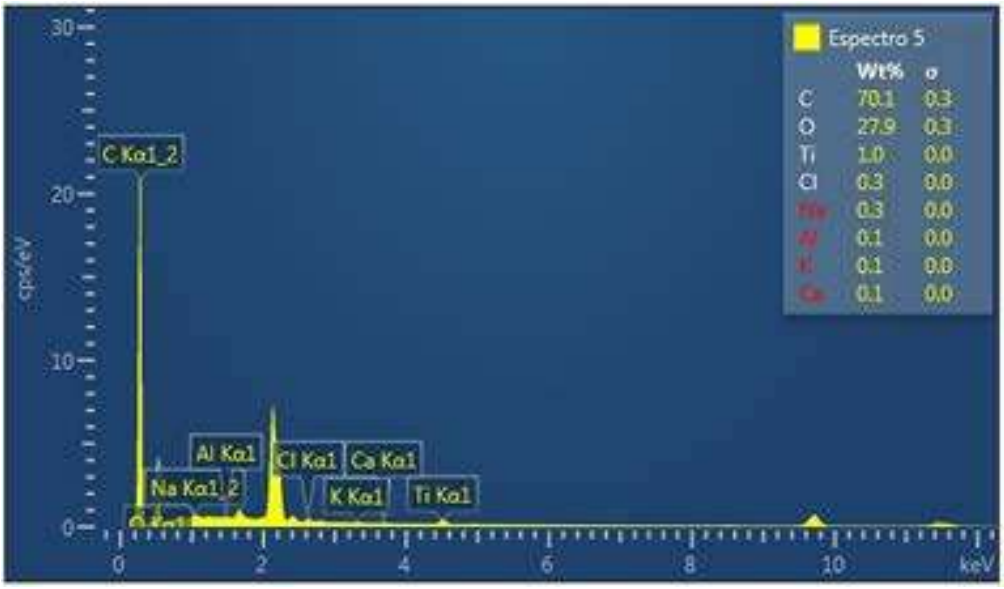
(a)


Concentração de Tensão
Reticulos
Clivagem

(b)


Região do espectro
250µm

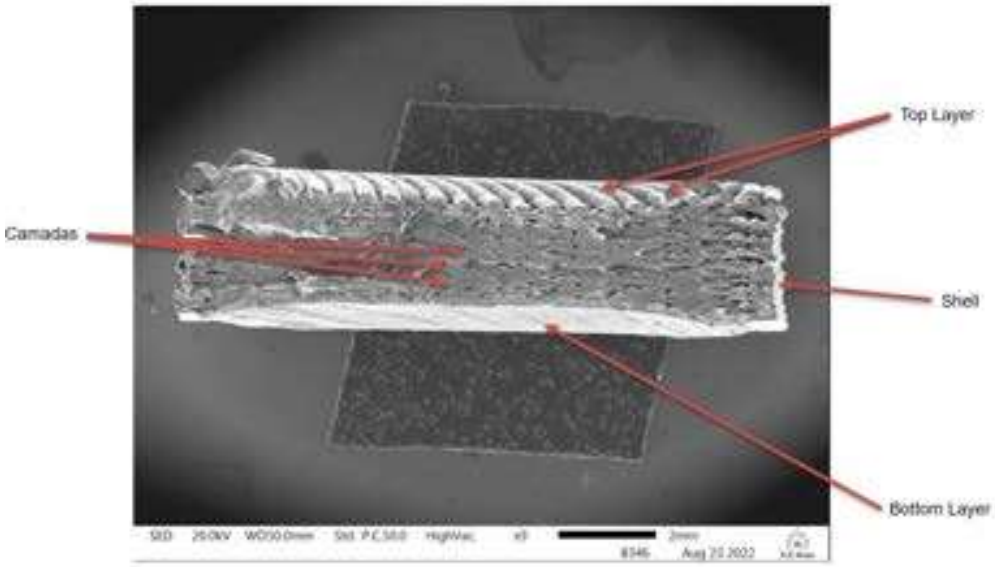
(c)



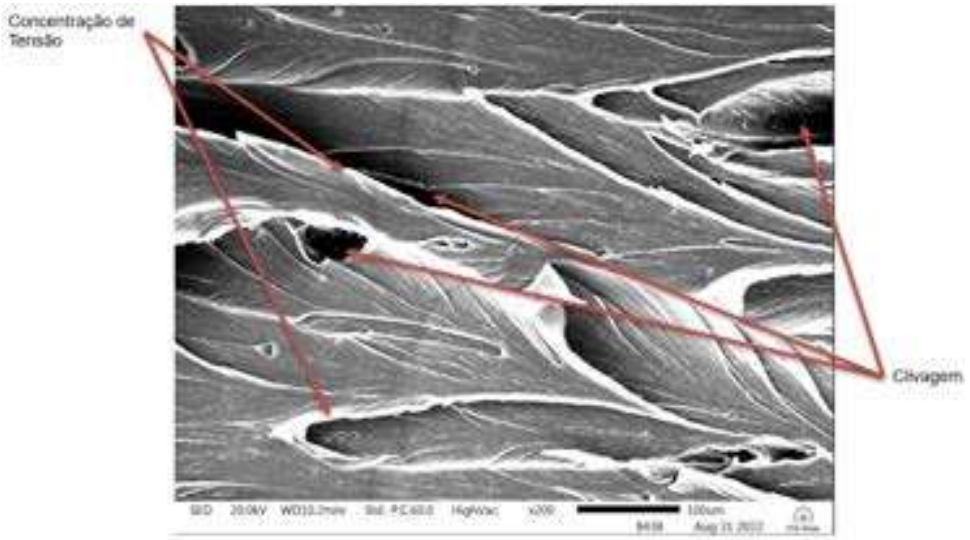
(d)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

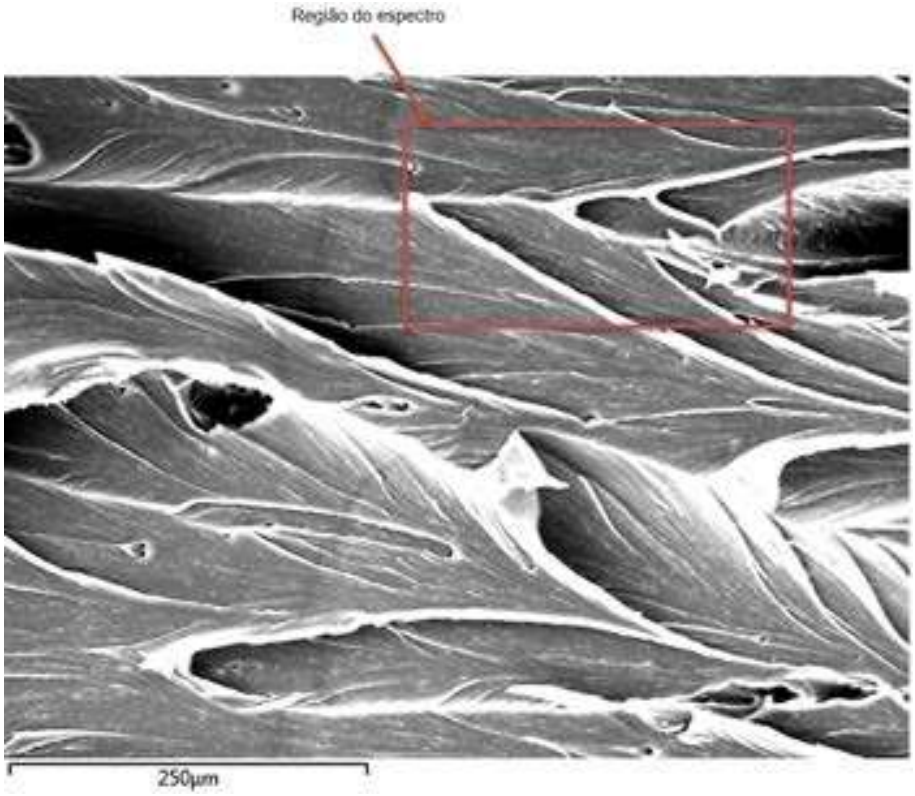
Figura 99 - Para amostra de 100% de *infill* (a) as linhas de deposição das camadas, *shell* e *Top*/*Bottom Layer*, (b) clivagem, concentração de tensão e os reticulados internos, (c) setorização da região fraturada e (d) principais elementos químicos presentes na superfície da amostra da região analisada.



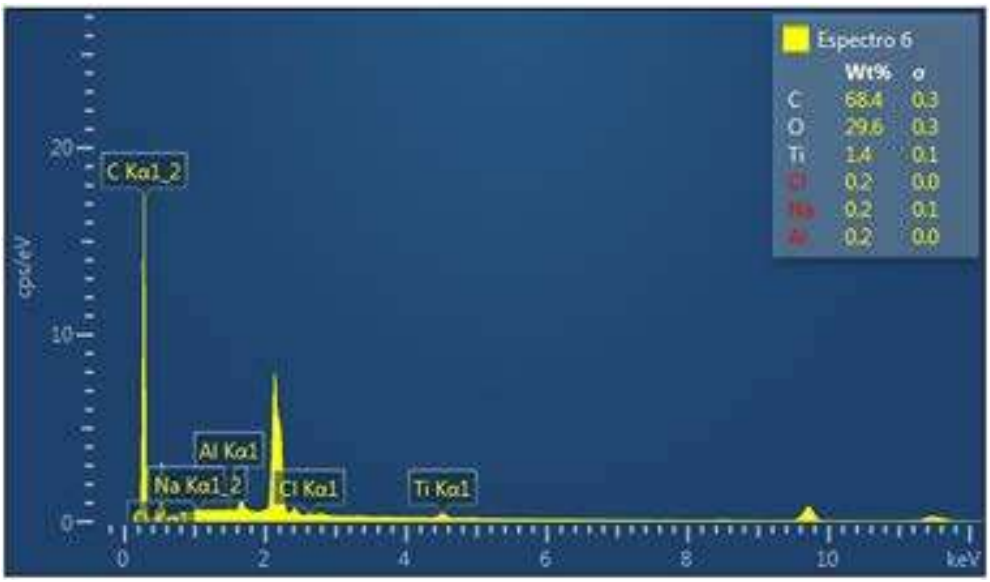
(a)



(b)



(c)



(d)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

A Figura 99-a mostra a ausência de reticulados, pois para o *infill* igual a 100% de preenchimento a amostra é impressa como uma peça sólida.

4.5 Parametrizações dos Modelos 3D CAD da Prótese de Mão

A seguir são apresentados os resultados alcançados em relação ao desenvolvimento do modelo de parametrização para os quatro tipos de próteses de mão humana.

4.5.1 Desenvolvimento das Parametrizações

4.5.1.1 Desenvolvimento das Falanges

Os resultados mostram que a complexidade da superfície projetada está diretamente relacionada na geração de um novo sólido com as dimensões requeridas. Desta forma a Figura 100 mostra geometrias menos complexas utilizadas durante o processo de projeto dos modelos.

Figura 100 - Projeto 3D CAD da prótese (a) Modelagem Falange Proximal (b) Modelagem Falange Medial (c) Modelagem Falange Distal

(a)

(b)

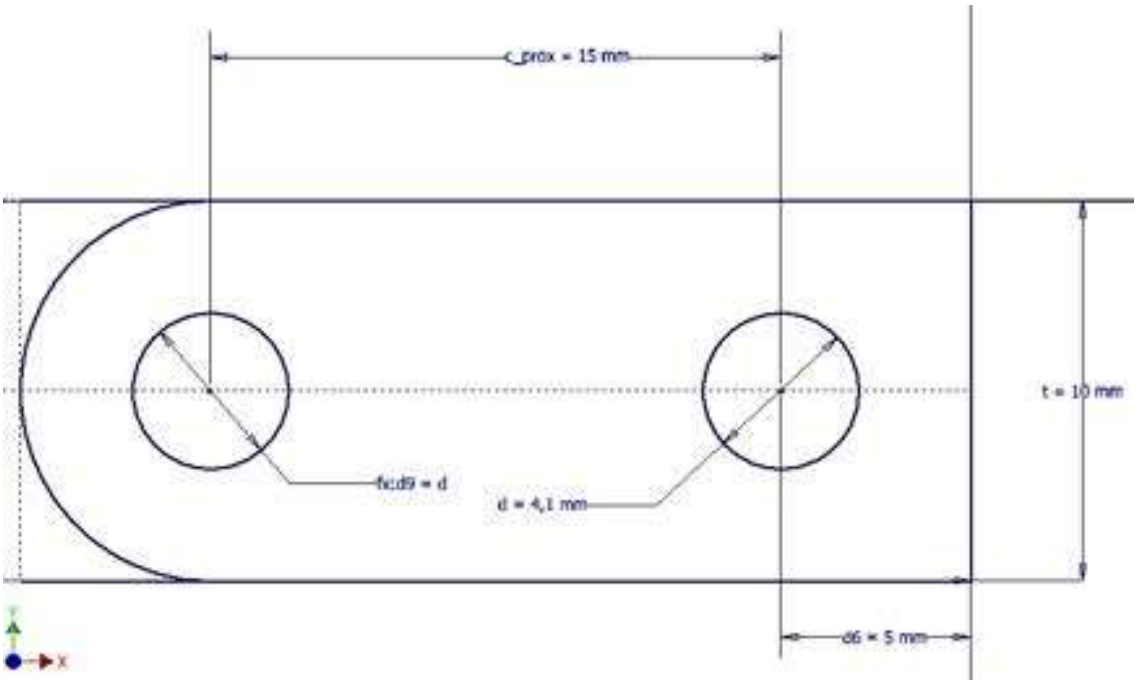
(c)

Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

4.5.1.2 Falange Proximal

A Figura 101 mostra o *sketch* inicial para a criação da falange proximal. Para as principais dimensões parametrizadas foram consideradas o comprimento entre os furos (c_prox), a altura (t) e o diâmetro do furo de conexão (d).

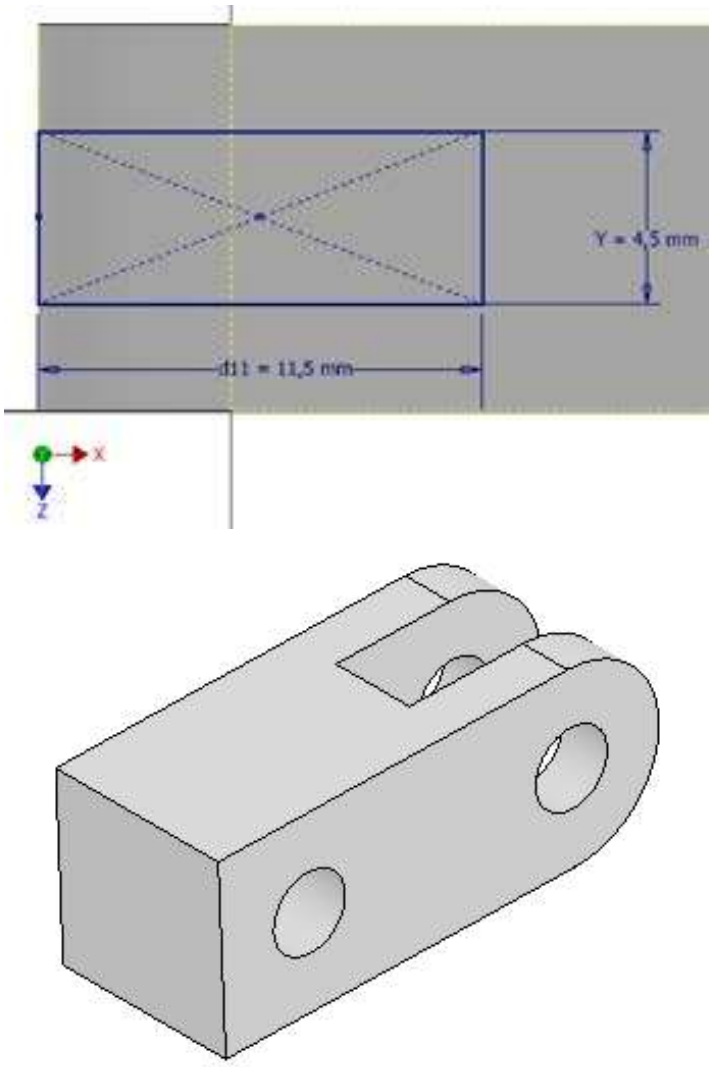
Figura 74 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange proximal: Sólido Base



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Após a criação do sólido base, o *sketch* para a ligação entre a falange medial foi modelo, levando em consideração a parametrização da largura do rasgo (Y), como mostrado na Figura 102.

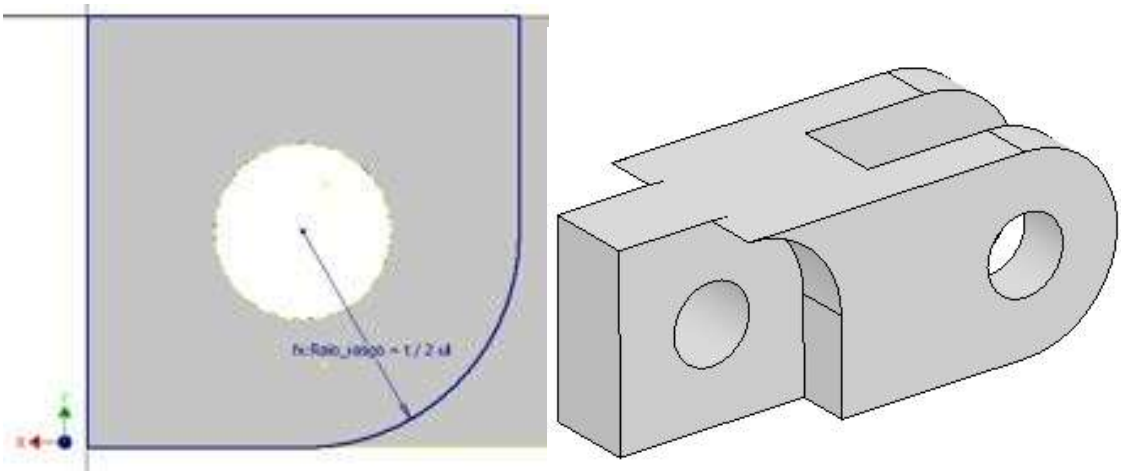
Figura 75 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange proximal: Região de montagem



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Para a montagem na palma, o projeto inicial já foi desenvolvido com um rebaixo, levando em consideração a altura da falange. A Figura 103 mostra a relação de parametrização entre o raio de curvatura do rasgo (Raio_rasgo) e a altura.

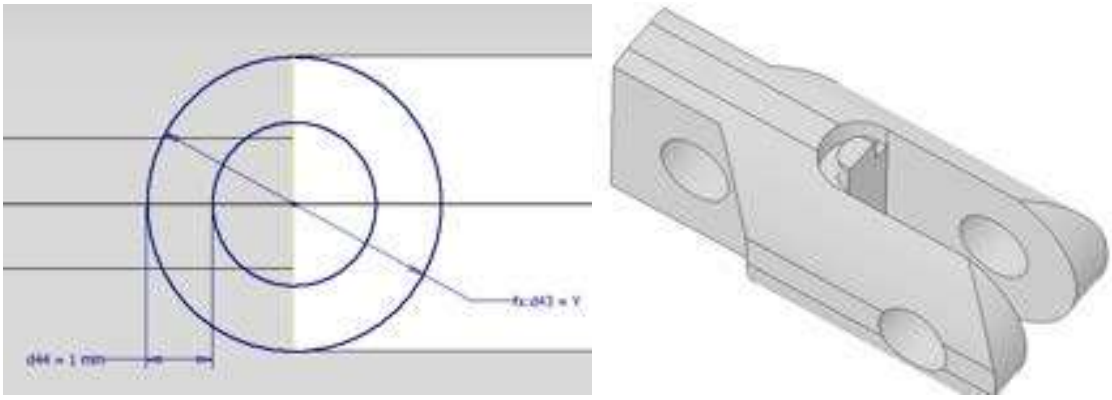
Figura 76 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange proximal: Região de montagem com a palma



Fonte: Elaborado pelo autor, 2025.

Os raios de suavização do sólido foram feitos levando em consideração a espessura colocada como entrada para os parâmetros. Além disso, como o sistema de retorno das falanges será feita por elástico, a parte superior contém um rasgo para o encaixe, levando em consideração a largura do rasgo (Y), como mostrado na Figura 104.

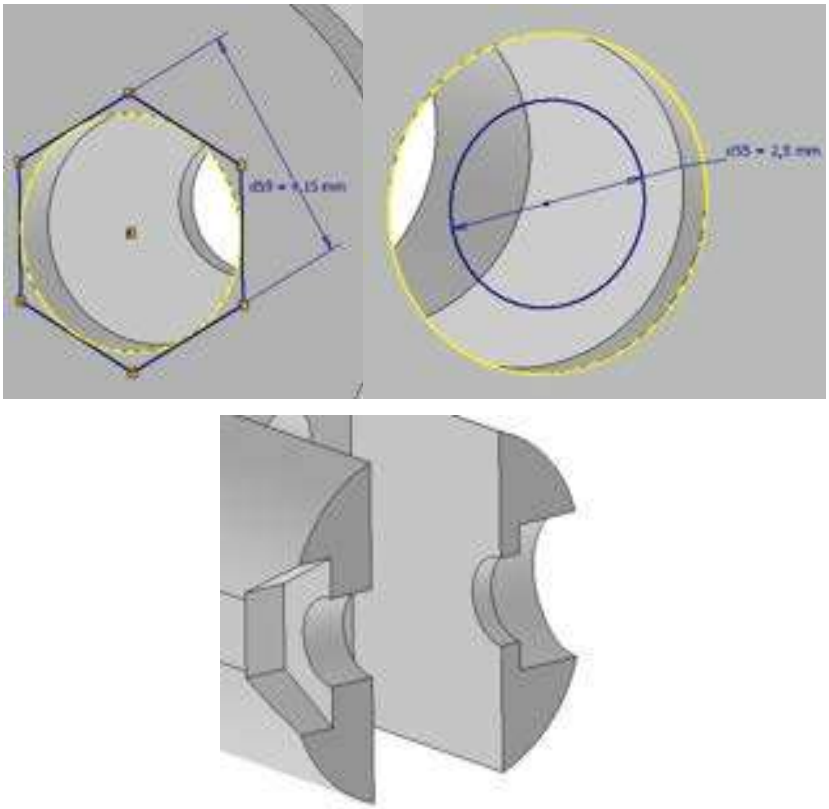
Figura 104 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange proximal: Rasgo para o elástico de retorno da falange



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Para a montagem e fixação entre as falanges estão sendo utilizados parafusos SS ISO 4762 M2 com comprimentos variados, de acordo com os valores selecionados pelo usuário, e porcas DIN EN ISO 4035 M2. Dessa forma, levando em consideração a estética e montabilidade, todas as falanges foram feitas levando em consideração a incorporação desses componentes, sem deixá-los visíveis após a montagem. Os *sketches* foram feitos com uma folga entre 0,2 e 0,5 mm de acordo com testes após a impressão das peças. A Figura 105 mostra o desenvolvimento dos *Sketches*.

Figura 105 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange proximal: Rasgo para montagem do parafuso e porca

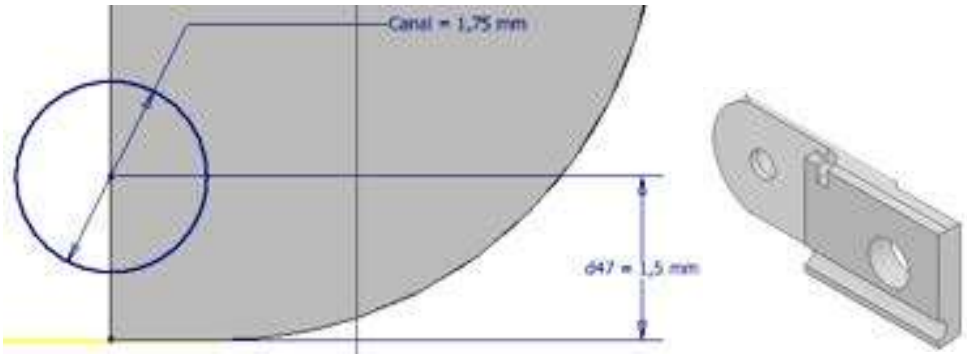


Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

O acionamento das falanges será feito por um sistema com cordas, sendo necessário a passagem pelo corpo de todos os componentes. Dessa forma, um

canal na região inferior foi feito em todas as peças, já reservado para esse uso, como mostra a Figura 106.

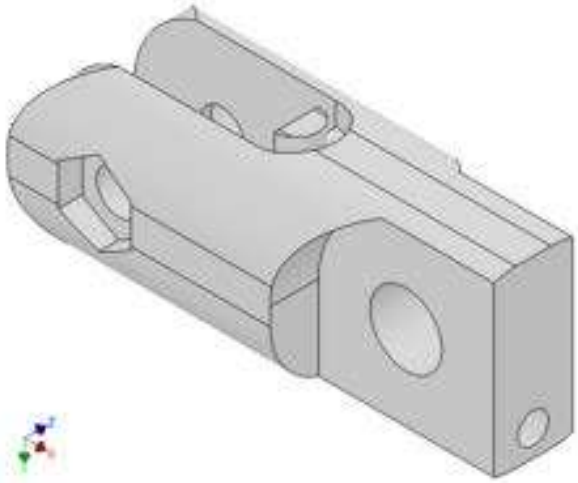
Figura 106 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange proximal: Canal para passagem da corda de acionamento



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Portanto, a Figura 107 mostra o resultado da modelagem da falange proximal.

Figura 107 - Falange Proximal: Sólido gerado após parametrização dos sketches

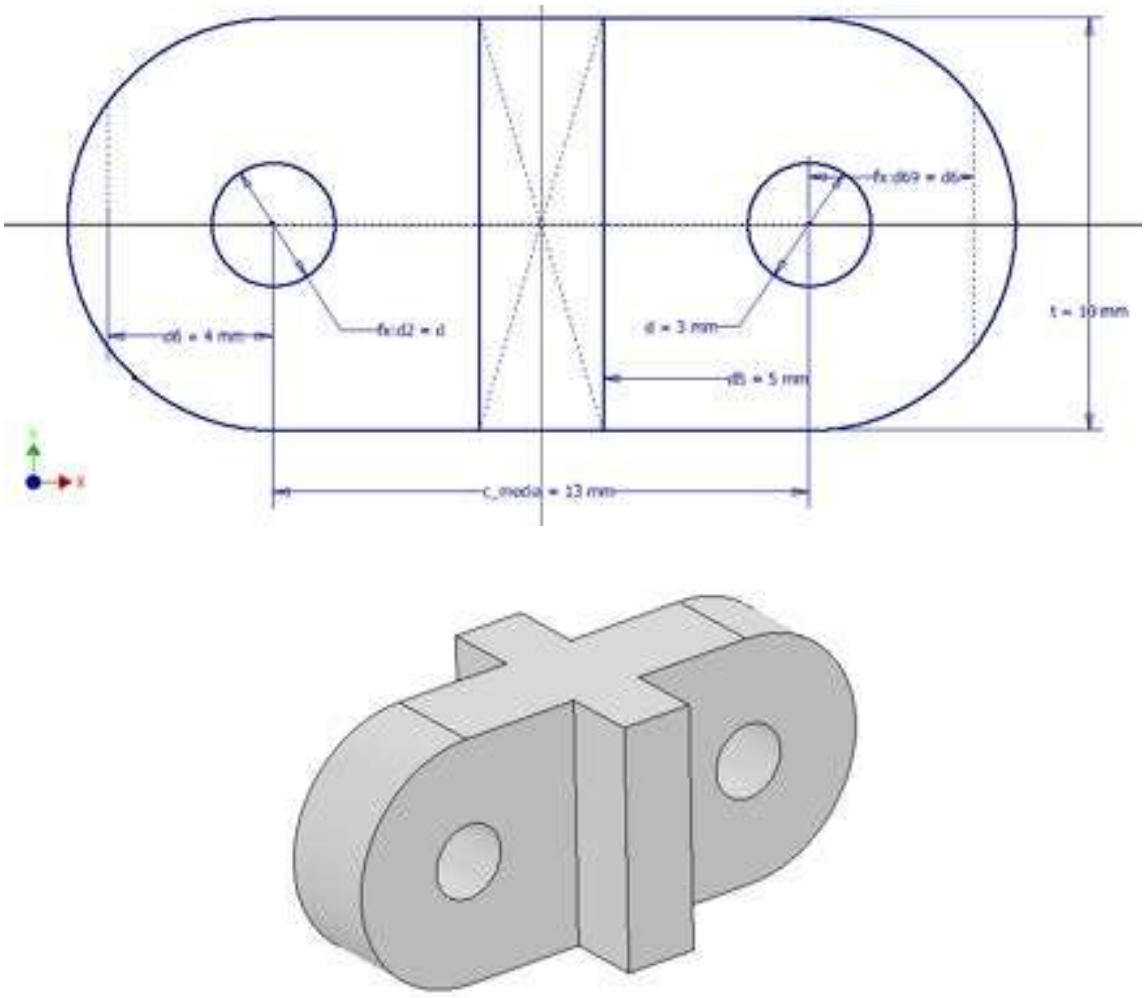


Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

4.5.1.3 Falange Medial

A Figura 108 mostra o *sketch* inicial para a criação da falange medial. Para as principais dimensões parametrizadas foram consideradas o comprimento entre os furos (c_media), a altura (t) e o diâmetro do furo de conexão (d).

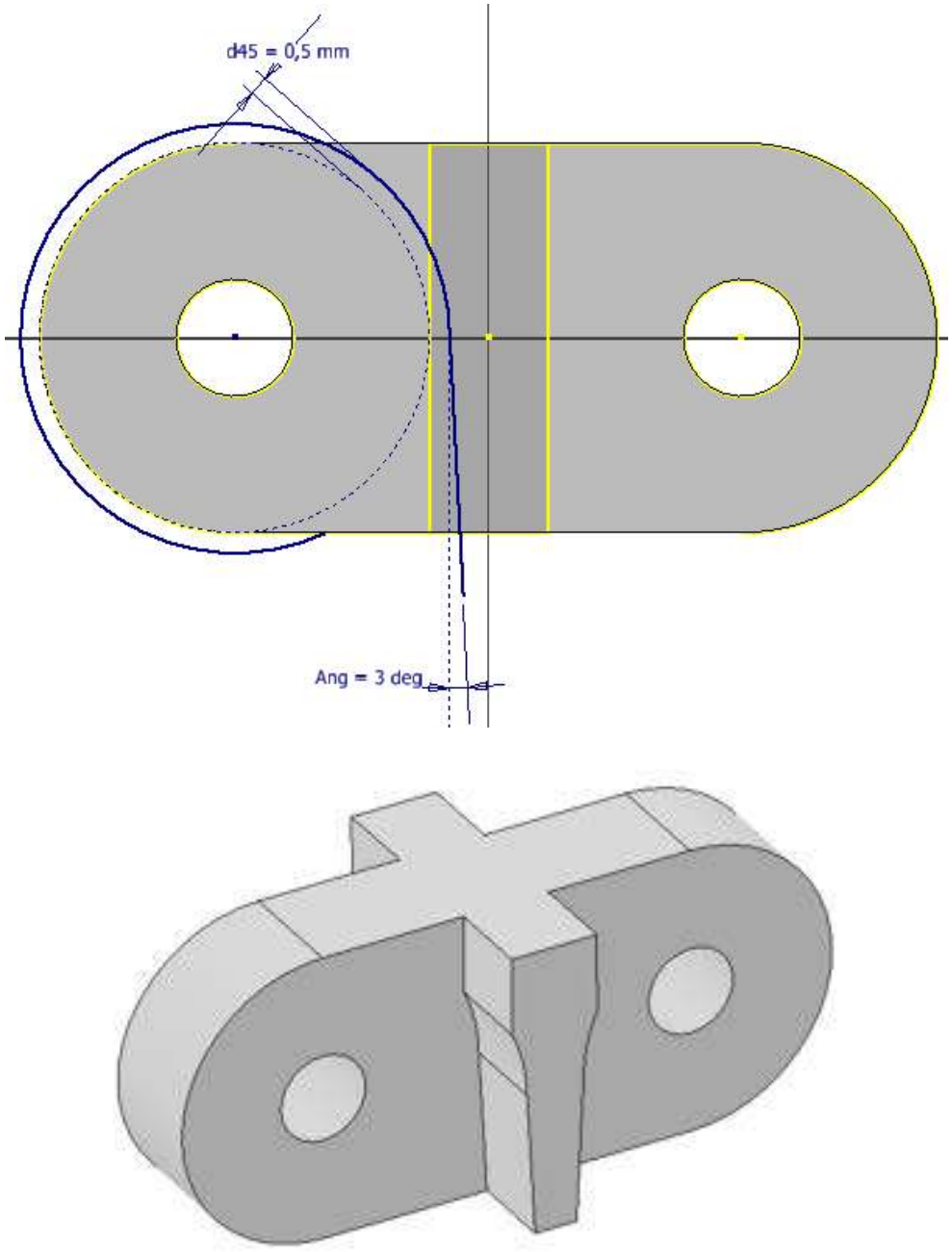
Figura 77 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange medial: Sólido Base



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Após a criação do sólido base, o *sketch* para o ângulo de movimentação entre as falanges foi desenvolvido, sendo o valor utilizado um parâmetro que pode ser modificado pelo usuário (Ang), mas tendo um valor médio entre 3° e 5°, variando para obter a configuração do movimento de flexão dos dedos, mostrado na Figura 109.

Figura 109 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange medial: Ângulo de movimentação para flexão

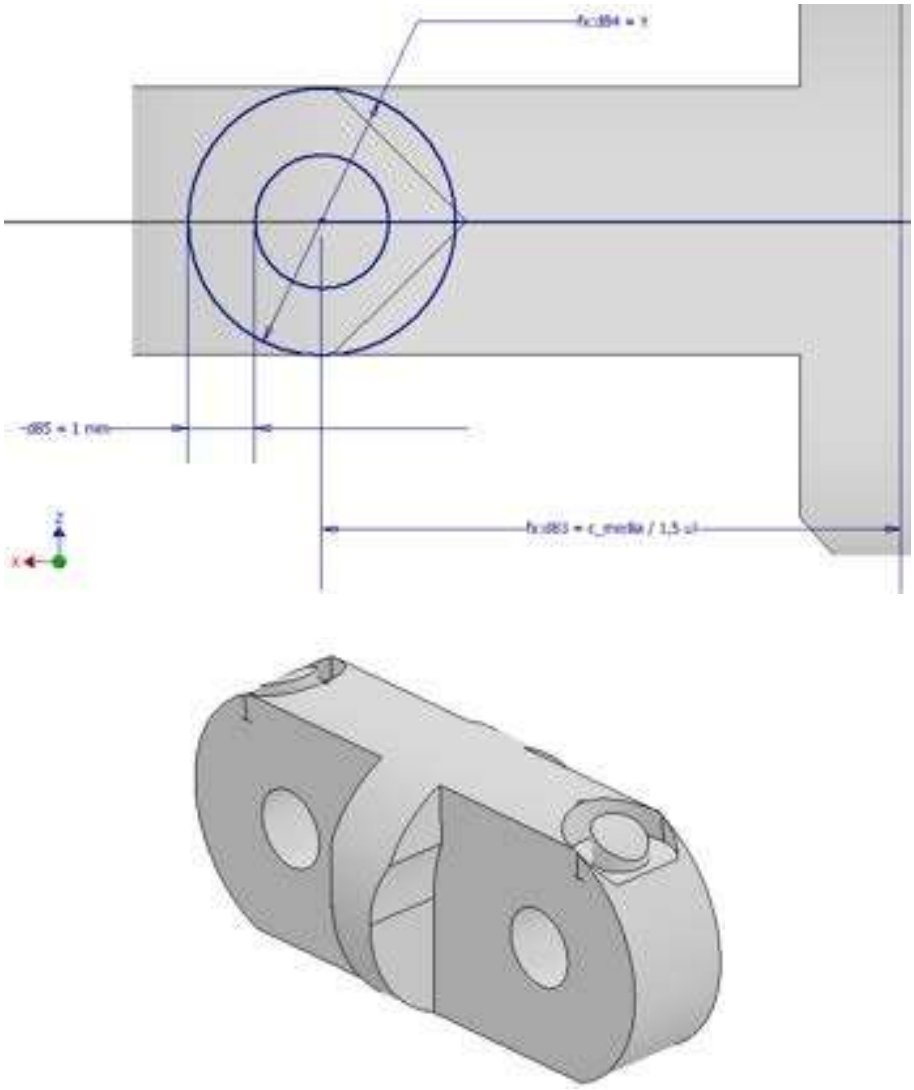


Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Os raios de suavização do sólido foram feitos levando em consideração a espessura colocada como entrada para os parâmetros. Além disso, como o sistema de retorno das falanges será feita por elástico, a parte superior contém um rasgo

para o encaixe, levando em consideração a largura do rasgo (Y) e uma proporção do comprimento (c_media), mostrado na Figura 110.

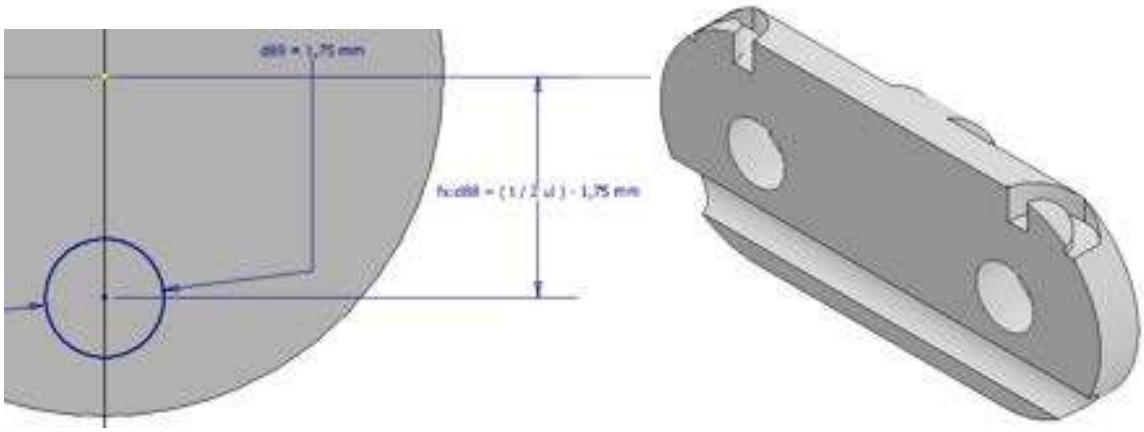
Figura 78 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange medial: Rasgo para o elástico de retorno da falange



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

O acionamento das falanges será feito por um sistema com cordas, sendo necessário a passagem pelo corpo de todos os componentes. Dessa forma, um canal na região inferior foi feito em todas as peças, já reservado para esse uso, como mostra a Figura 111.

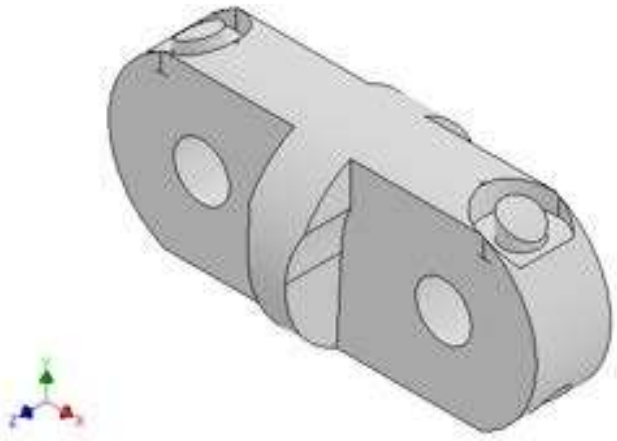
Figura 79 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange medial: Canal para passagem da corda de acionamento



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Portanto, a Figura 112 mostra o resultado da modelagem da falange medial.

Figura 80 - Falange Medial: Sólido gerado após parametrização dos sketches

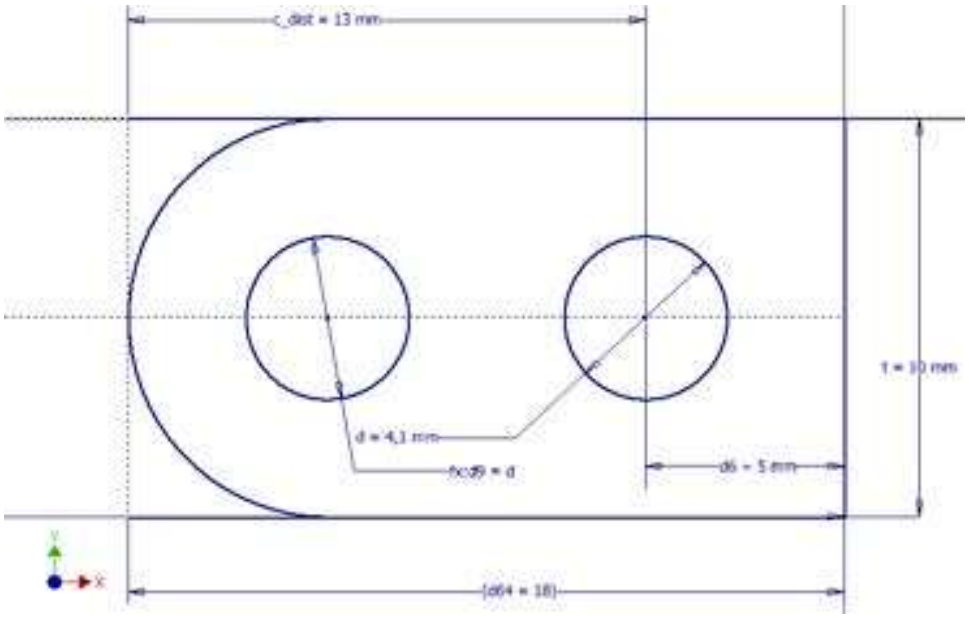


Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

4.5.1.4 Falange Distal

A Figura 113 mostra o *sketch* inicial para a criação da falange distal. Para as principais dimensões parametrizadas foram consideradas o comprimento entre os furos (c_dist), a altura (t) e o diâmetro do furo de conexão (d).

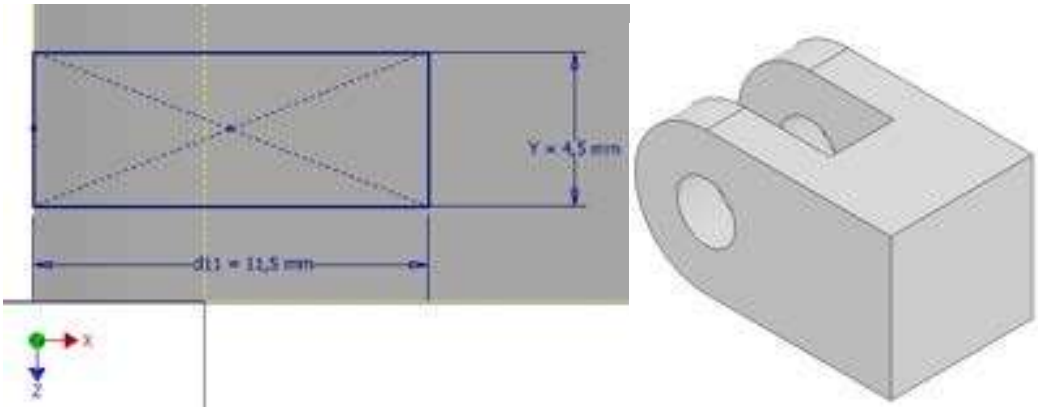
Figura 81 - Processo de parametrização pelo *Sketch* da falange distal: Sólido Base



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Após a criação do sólido base, o *sketch* para a ligação entre a falange medial foi modelo, levando em consideração a parametrização da largura do rasgo (Y), como mostrado na Figura 114.

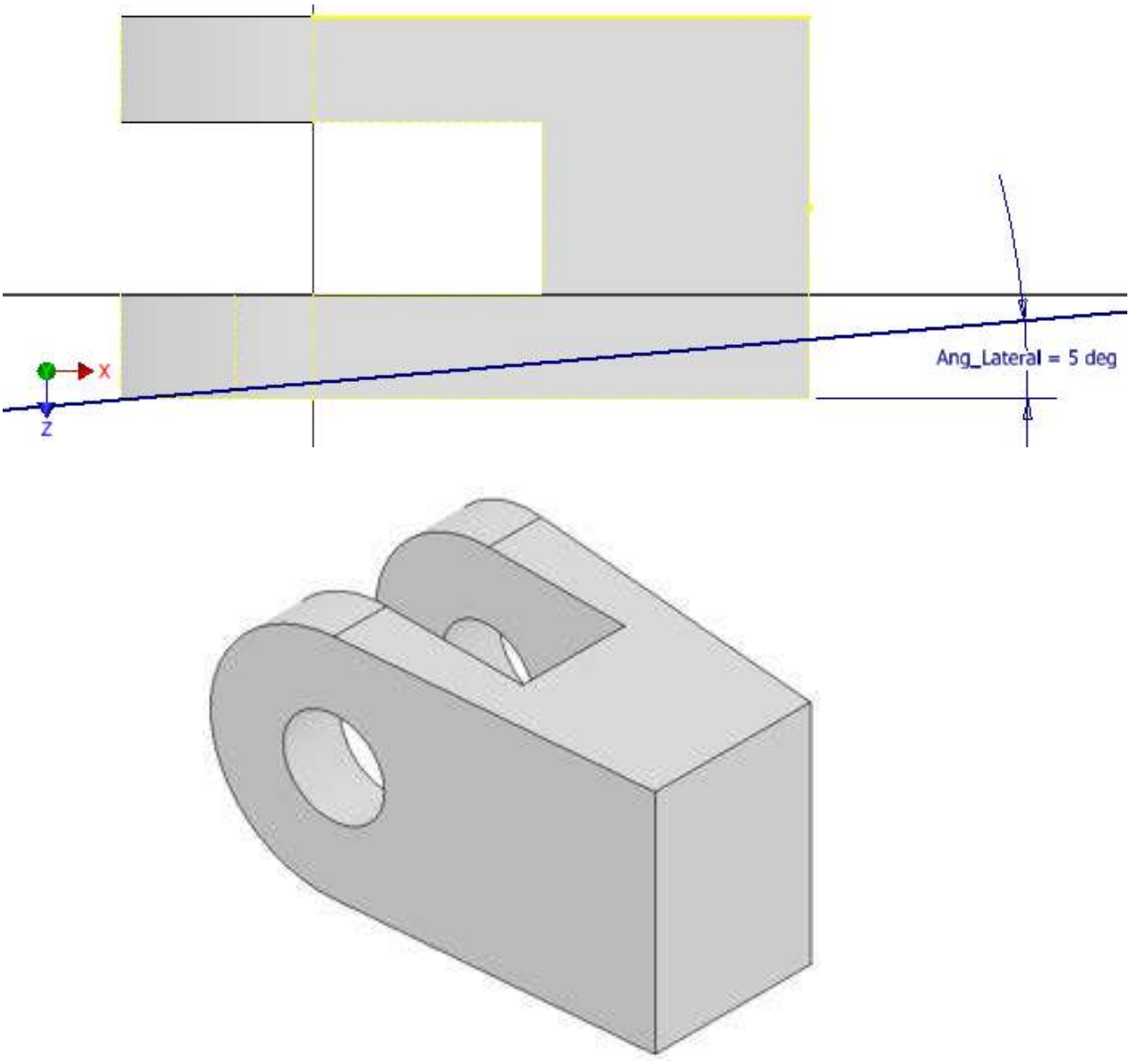
Figura 82 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Região de montagem



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Levando em consideração um visual mais antropométrico, foi modelado um ângulo de suavização nas faces laterais da falange (Ang_Lateral), de acordo com a Figura 115.

Figura 83 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Ângulo Lateral



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Os raios de suavização do sólido foram feitos levando em consideração a espessura colocada como entrada para os parâmetros. Para o raio da ponta da falange, uma região mais complexa para a parametrização, foi gerado um código

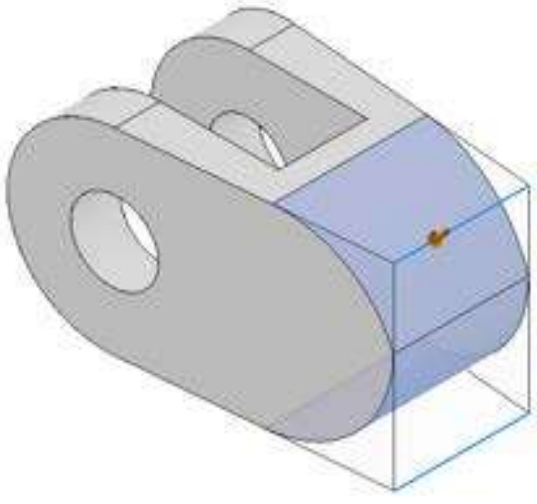
(*Rule*) a parte para o controle do raio diante das mudanças de dimensões, mostrado pelo Figura 116. Os valores usados levam em consideração o parâmetro P como o raio frontal e o parâmetro R como raio lateral da falange – Figura 117.

Figura 84 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Regra (Rule) para a parametrização dos raios envolvidos na região frontal da falange

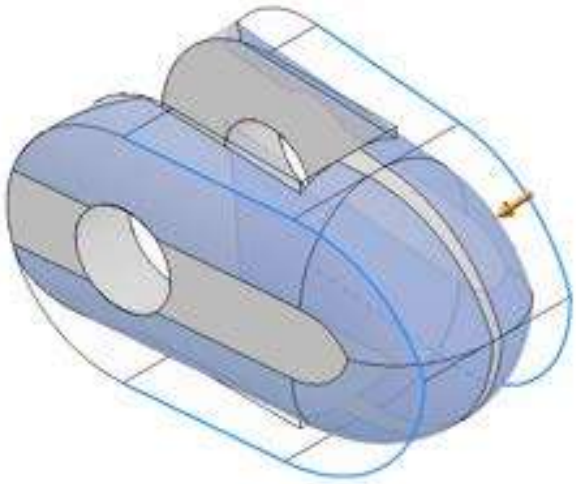
```
If c_dist >= 10 And c_dist <= 12 Then

    P = 5
    R = 1.75

Else

    P = 6
    R = 3.5

End If
```

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 85 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Parametrização dos raios: (a) Raio Frontal – P e (b) Raio Lateral - R



(a)

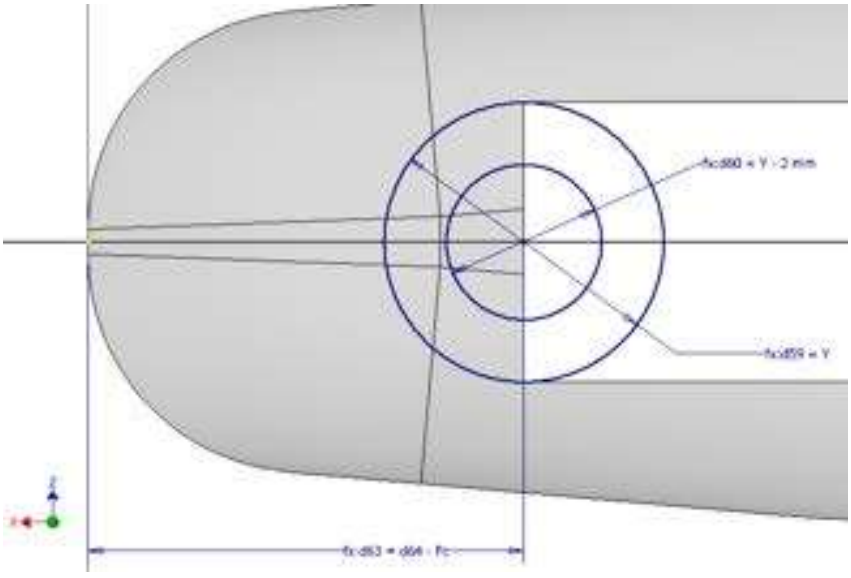


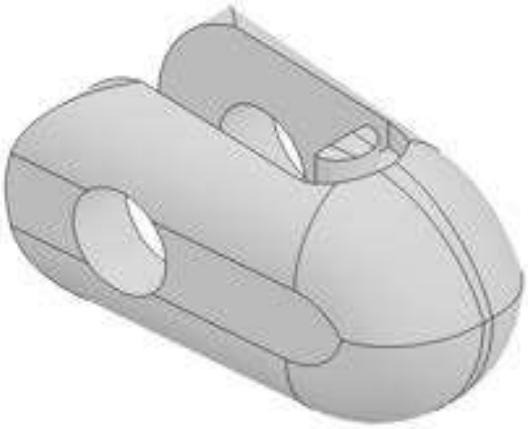
(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Além disso, como o sistema de retorno das falanges será feita por elástico, a parte superior contém um rasgo para o encaixe, levando em consideração a largura do rasgo (Y), como mostrado na Figura 118.

Figura 118 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Rasgo para o elástico de retorno da falange

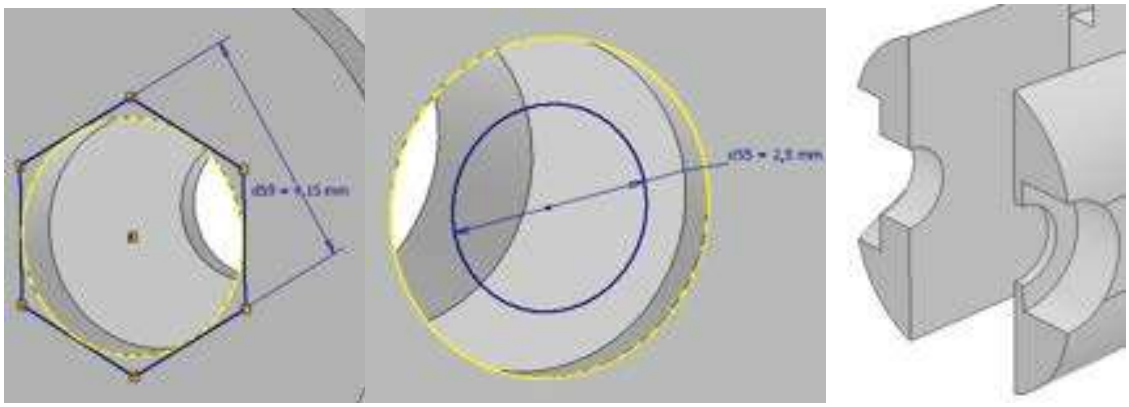




Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Para a montagem e fixação entre as falanges estão sendo utilizados parafusos SS ISO 4762 M2 com comprimentos variados, de acordo com os valores selecionados pelo usuário, e porcas DIN EN ISO 4035 M2. Dessa forma, levando em consideração a estética e montabilidade, todas as falanges foram feitas levando em consideração a incorporação desses componentes, sem deixá-los visíveis após a montagem. Os *sketches* foram feitos com uma folga entre 0,2 e 0,5 mm de acordo com testes após a impressão das peças. A Figura 119 mostra o desenvolvimento dos *Sketches*.

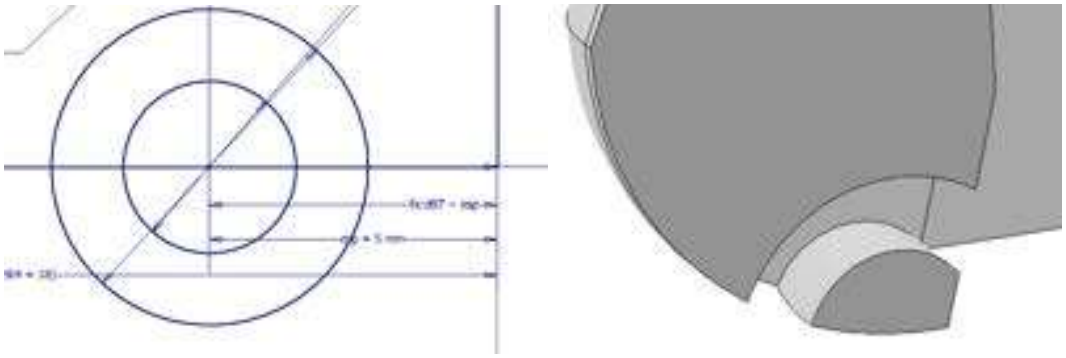
Figura 86 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Rasgo para montagem do parafuso e porca



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

O acionamento das falanges será feito por um sistema com cordas, sendo necessário a passagem pelo corpo de todos os componentes. Dessa forma, um canal na região inferior foi feito, já reservado para esse uso, como mostradas na Figura 120.

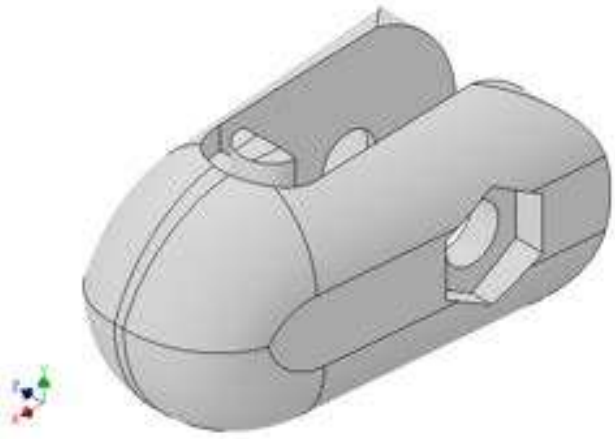
Figura 120 - Processo de parametrização pelo Sketch da falange distal: Canal para passagem da corda de acionamento



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

A Figura 121 mostra o resultado da geometria sólida da falange proximal gerada após a parametrização dos *sketches.*

Figura 121 – Falange Proximal: Sólido gerado após parametrização dos *sketches*



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

4.5.1.5 Tabelas e Interface com o Usuário – criação do *Forms* via *iLogic*

O processo de desenvolvimento da interface para a inserção dos valores das dimensões parametrizadas foi feito via *iLogic*, usando a tabela *Forms* – uma forma gráfica de visualização dos dados que serão modificados. Para direcionar os valores, foi criado uma lista de parâmetros (valores discretos e inteiros) para cada dimensão principal (comprimento, largura e altura). Dessa forma, a Tabela 14 mostra os valores usados.

Tabela 14 - Valores discretos dimensionais das falanges

VALORES DISCRETOS PARA AS FALAGENS	
COMPRIMENTO	10 mm – 30 mm
LARGURA	10 mm – 25 mm
ALTURA	10 mm – 25 mm

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Dessa forma, utilizando o ambiente de montagem do *Autodesk Inventor* 2021, foi realizada a montagem do dedo e iniciado o processo de criação de *links* entre os parâmetros dos *sketches* de cada falange. A primeira regra (*Rule*) criada foi para a vinculação de valores, ou seja, é a regra responsável por trazer a medida do ambiente de cada peça (falange) para a montagem. Essa regra foi nomeada de Relações e é mostrada na Figura 122.

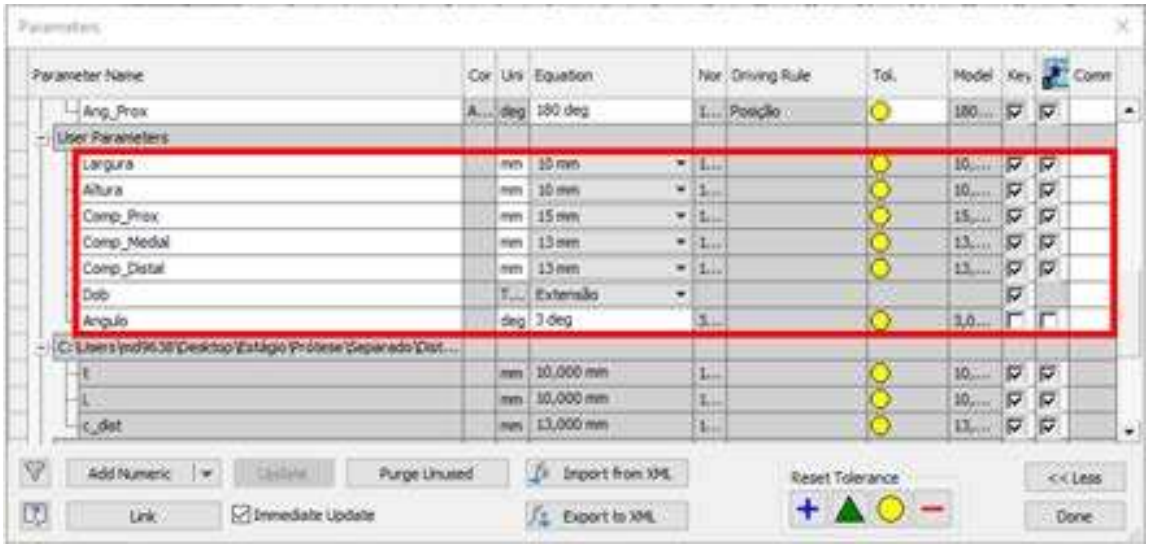
Figura 122 - Regra de vinculação de dimensionais

```
'Parâmetros da Falange Proximal

Parameter("Proximal:1", "t") = Altura
Parameter("Proximal:1", "L") = Largura
Parameter("Proximal:1", "c_prox") = Comp_Prox

'Parâmetros da Falange Medial

Parameter("Medial:1", "t") = Altura
Parameter("Medial:1", "L") = Largura
Parameter("Medial:1", "c_media") = Comp_Medial
Parameter("Medial:1", "Ang") = Angulo

'Parâmetros da Falange Distal

Parameter("Distal:1", "t") = Altura
Parameter("Distal:1", "L") = Largura
Parameter("Distal:1", "c_dist") = Comp_Distal

MultiValue.UpdateAfterChange = True
```

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Os parâmetros mostrados na criação da regra Relações foi desenvolvido no próprio ambiente de montagem, ou seja, os valores de “Altura”, “Largura”, “Comp_Prox”, “Comp_Medial” e “Comp_Distal” foram feitos via fxParameters, um editor interno de dimensões também nativo do *Autodesk Inventor*, mostrado na Figura 123. Além disso, os parâmetros de ângulos vinculados a falange medial, responsável para movimento de flexão dos dedos, e o parâmetro de visualização de posição para o dedo em extensão e flexão também foram criados.

Figura 123 - Criação dos parâmetros no ambiente de montagem via *fxParameters*



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Com os parâmetros já configurados, foi realizado a montagem das falanges e dos elementos de fixação (parafuso, porca e elástico) – Figura 124.

Figura 124 - Montagem das falanges para parametrização do conjunto: (a) Vista Lateral – Parafuso e (b) Vista Lateral - Porca

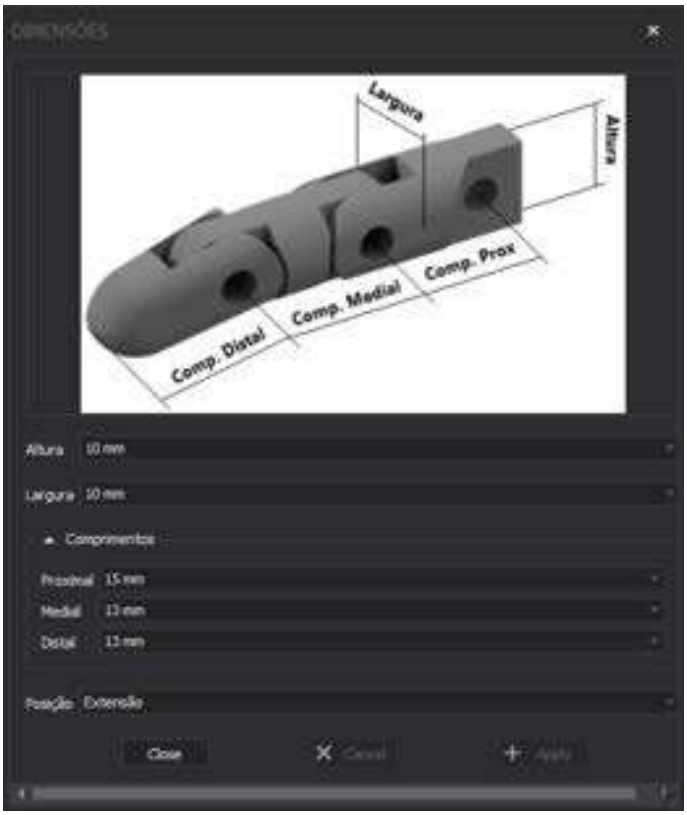
(a)

(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

A criação do *Forms* – interface – é bem intuitiva, pois o programa faz a montagem da caixa por blocos de comandos, ou seja, pode-se escolher a inserção de imagem, lista de valores e dimensões das janelas. Sendo assim, o *forms* de “Dimensões” foi criado e é usado para inserir as dimensões parametrizadas pelo usuário. A Figura 125 mostra como a interface ficou simples e direta para a modificação das medidas.

Figura 125 - Criação da interface para usuário (*Forms*)



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

4.6 Modelo Tridimensional das Próteses Geradas

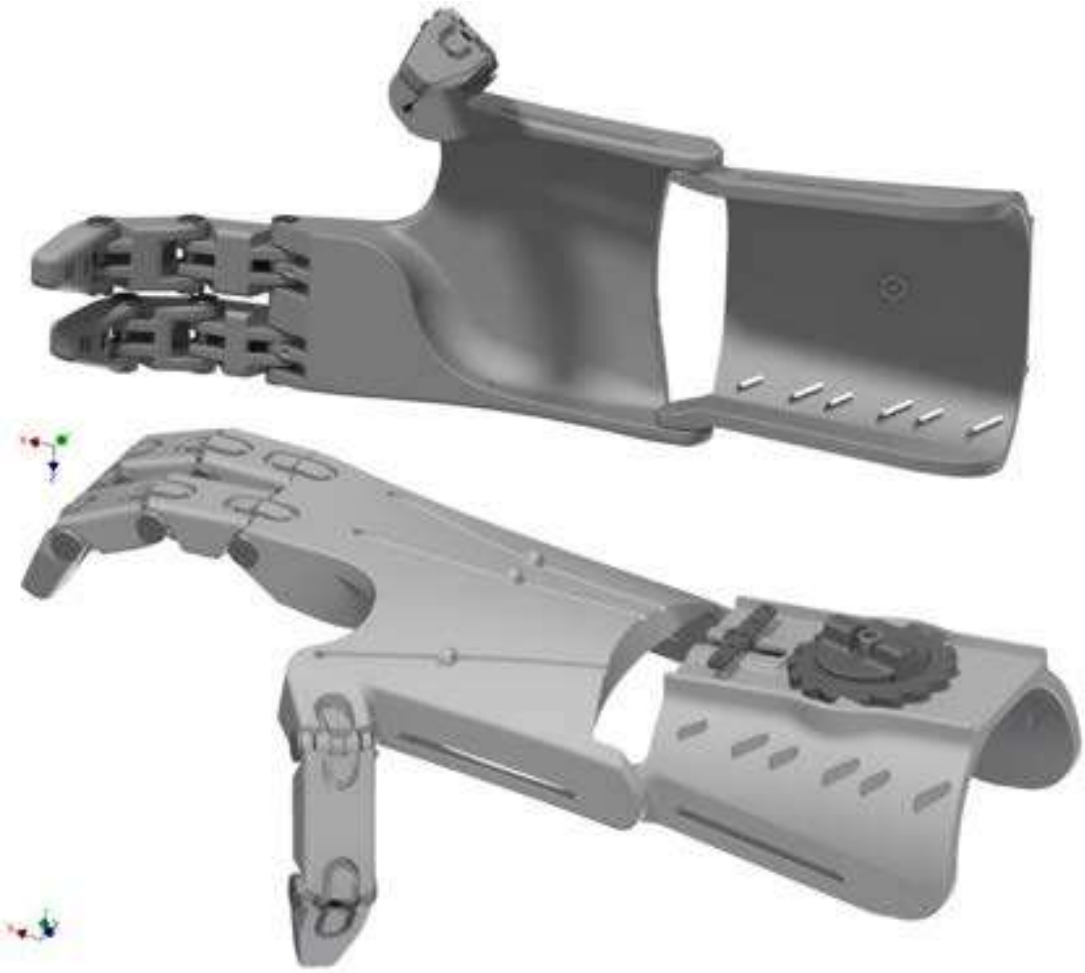
A modelagem e a parametrização das próteses foram amplamente fundamentadas nas restrições previamente definidas no *iLogic*, formando a base essencial para a criação de um conjunto capaz de adaptar-se aos diferentes tipos de amputações. Dessa maneira, ao considerar os processos de supressões empregados, foram gerados os 4 modelos distintos para os tipos de amputações propostos. A Figura 126 mostra o modelo tridimensional para a prótese do tipo 1, empregando as regras de supressão para o polegar.

Figura 126 - Prótese tipo 1

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

A Figura 127 mostra o modelo tridimensional para a prótese do tipo 2, empregando as regras de supressão para o os dedos indicador e médio.

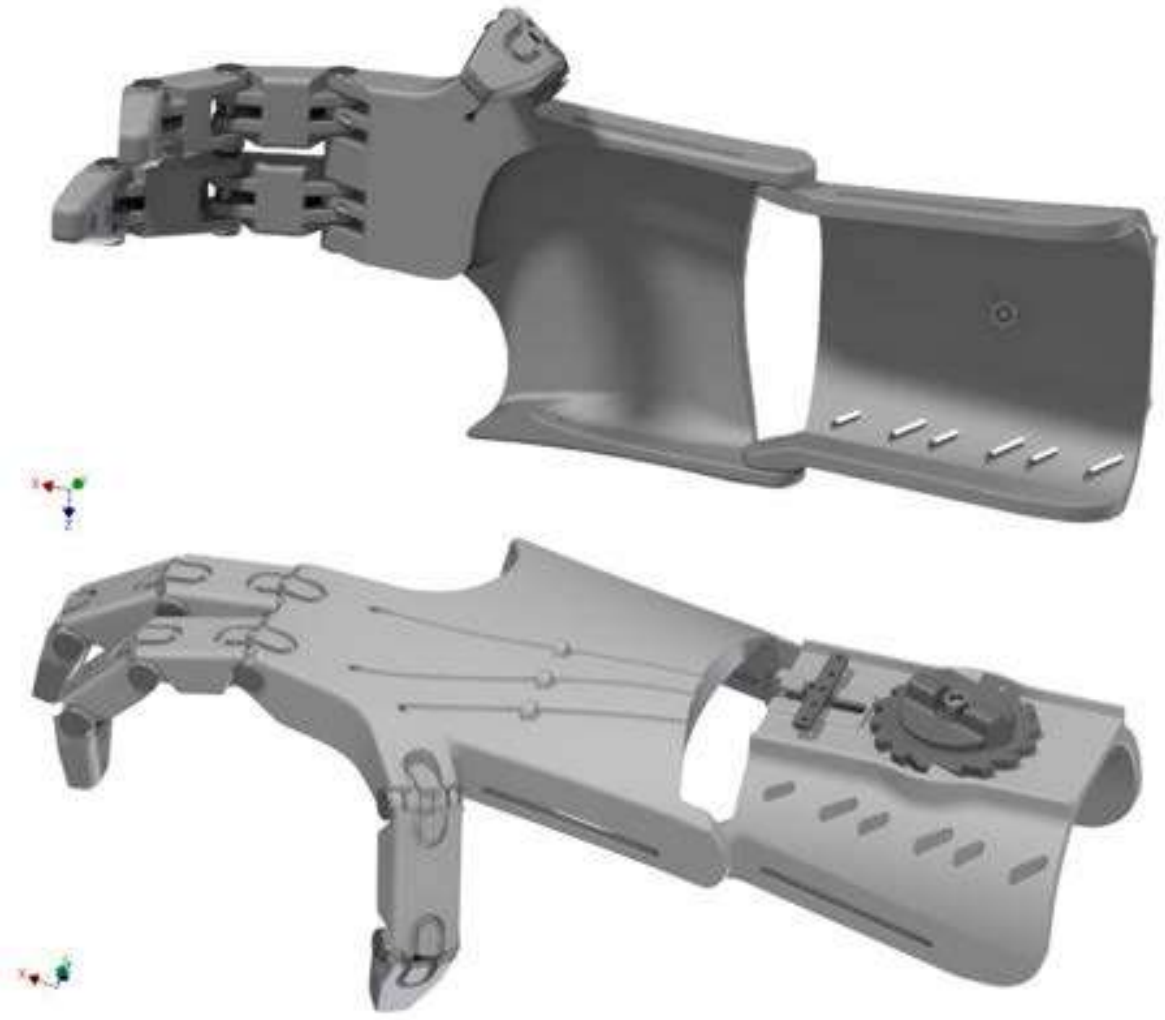
Figura 127 - Prótese tipo 2



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

A Figura 128 mostra o modelo tridimensional para a prótese do tipo 3, empregando as regras de supressão para os dedos anelar e mínimo.

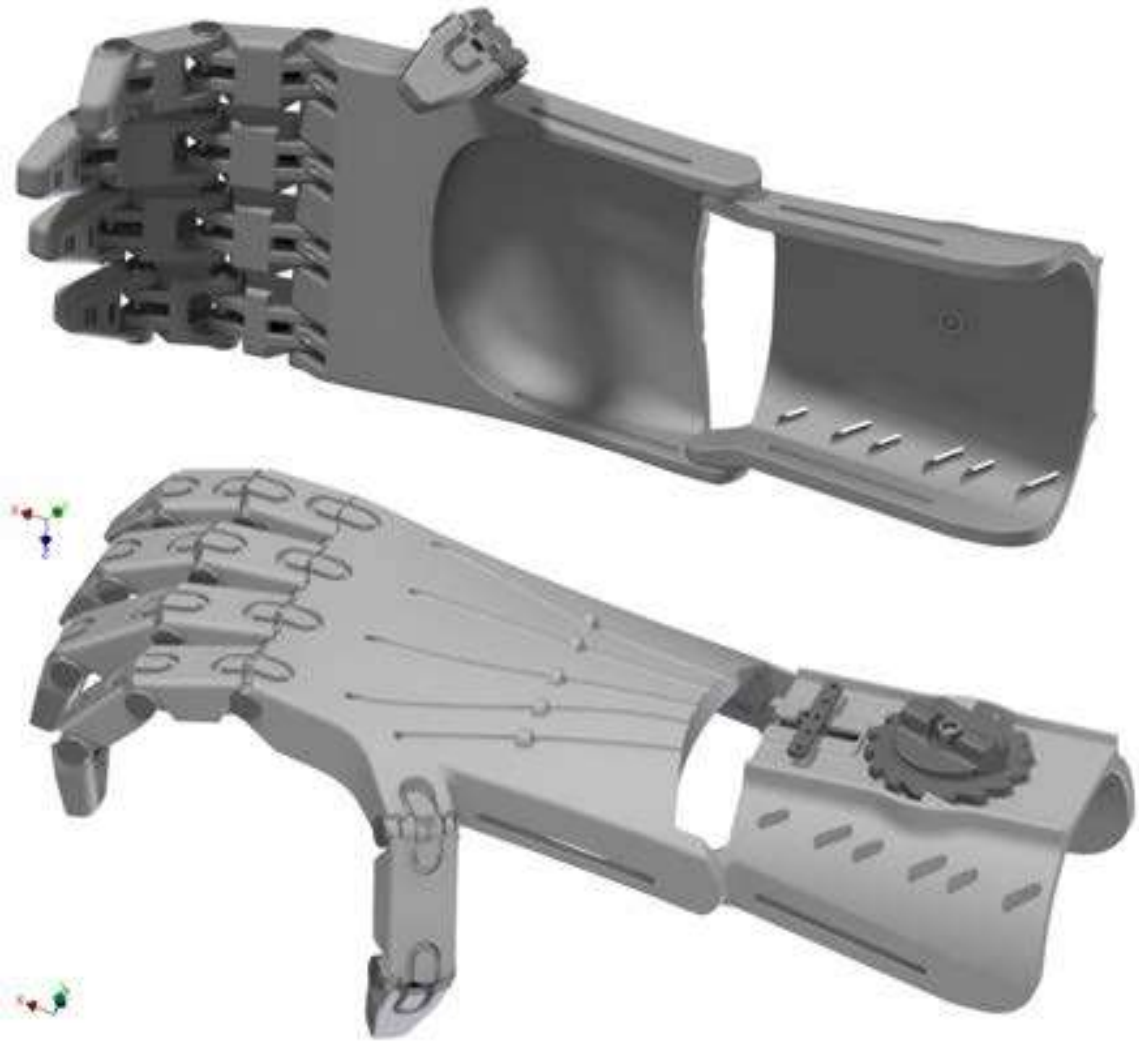
Figura 128 - Prótese tipo 3



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

A Figura 129 mostra o modelo tridimensional para a prótese do tipo 4, empregando as regras de supressão para a prótese completa.

Figura 129 - Prótese tipo 4



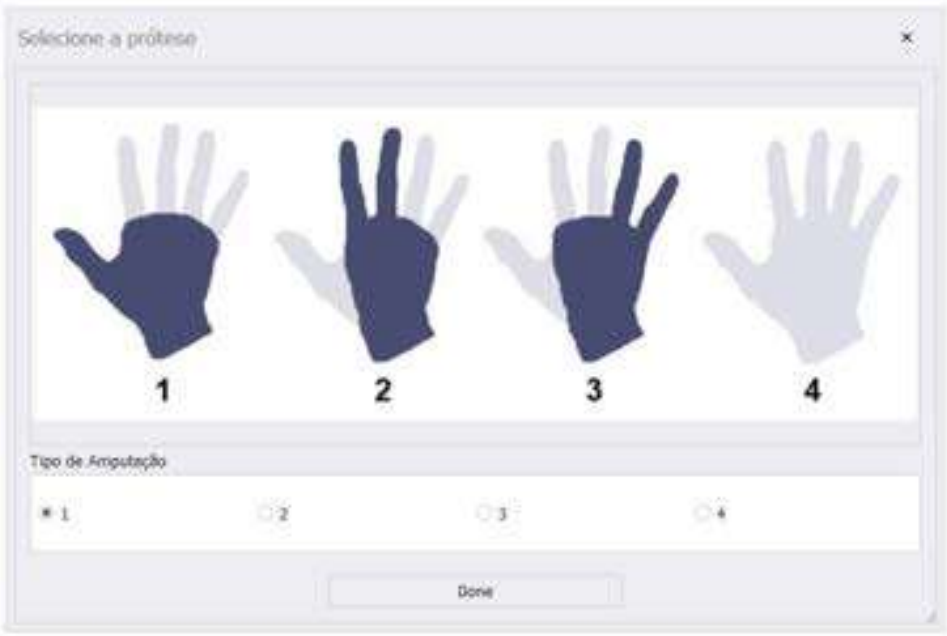
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

4.7 Interface Gráfica do Usuário (IGU)

A IGU foi criada com base na **Error! Reference source not found.**61, tendo o nome de “Selecione a prótese”, podendo o usuário selecionar qual o tipo de

prótese desejada para o modelo tridimensional, como mostrado na **Error! Reference source not found.**130. O visual aplicado via *Forms* para a IGU tem como base o *Visual Studio 2013 Light*, deixando a janela com o visual mais claro, além de possibilitar o uso de botões seletores para a escolha.

Figura 130 - Interface gráfica do usuário (IGU)



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

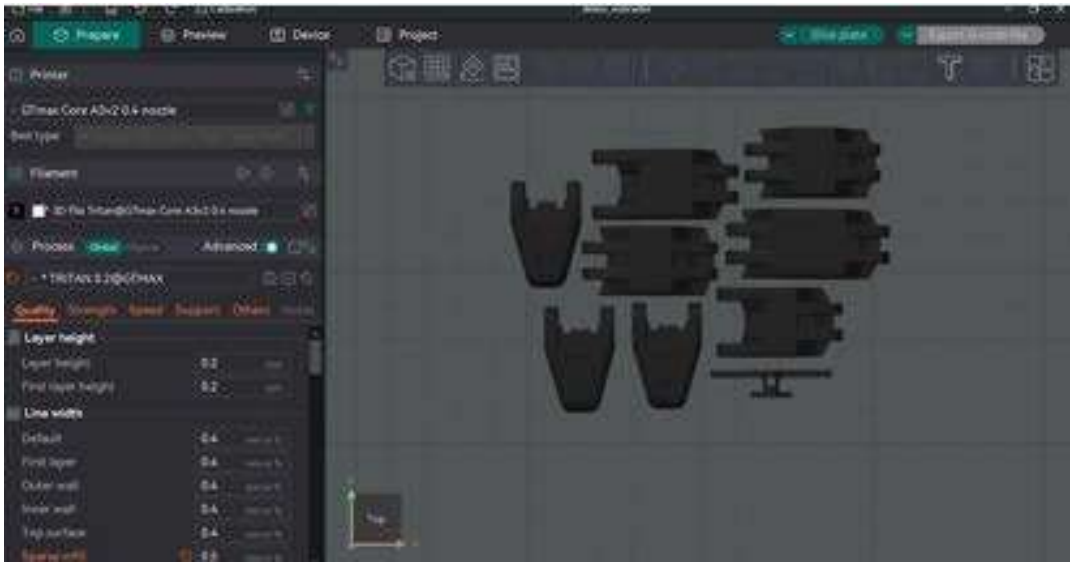
Após o usuário selecionar o tipo desejado (1, 2, 3 e 4), basta clicar no botão "*done"* (concluir). Nesse momento, a janela se fecha automaticamente, e um modelo tridimensional com a amputação é gerado instantaneamente. Este procedimento pode ser repetido para qualquer modelo, sendo necessário salvar com um novo nome para preservar as alterações realizadas. Todos os algoritmos das parametrizações: conjunto de montagem, modelo da palma, modelo polegar, indicarod-médio, anelar-mínimo, palma completa encontra na seção de Anexos deste trabalho.

4.8 Impressão do Dispositivo

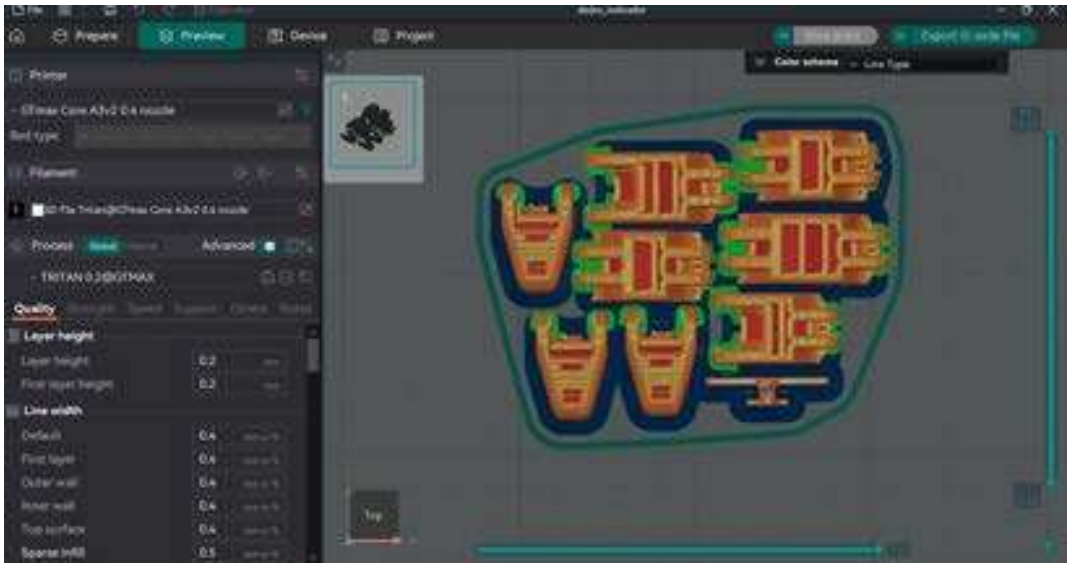
Para a impressão do dispositivo, prótese de mão parcial, envolveu um processo detalhado que começou com a modelagem CAD do projeto, essencial para estabelecer as dimensões, geometrias e características funcionais da prótese. O modelo CAD foi, então, convertido em um formato compatível com o software fatiador (*slicer*), o qual desempenha um papel crucial na tradução do projeto digital para o ambiente de impressão tridimensional (Figura 131 - a).

No fatiador, o modelo CAD é transformado em uma série de camadas e pontos discretos que, juntos, compõem o percurso de impressão (Figura 131 – b). Esse processo envolve a definição de parâmetros-chave, como espessura de camada, densidade de preenchimento (*infill*), velocidade de impressão e temperaturas específicas para o material utilizado. No caso desta pesquisa, o filamento polimérico TRITAN foi selecionado devido às suas propriedades mecânicas que combinam leveza e resistência, adequadas para uma prótese funcional.

Figura 131 - Imagens de (a) desenho CAD do dispositivo, (b) tradução do projeto digital para o ambiente de impressão tridimensional



(a)



(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

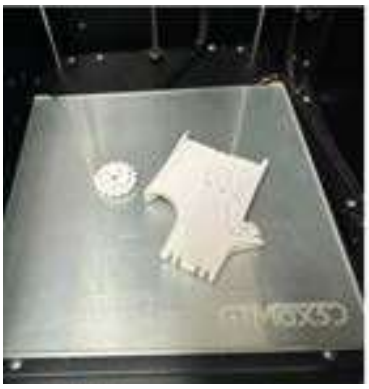
O TRITAN foi processado com 25% de *infill*, balanceando leveza e resistência, e com um módulo de elasticidade que confere ao dispositivo a rigidez necessária para suportar o uso diário sem comprometer o conforto do usuário. Durante a fatiagem, parâmetros como altura de camada e padrões de preenchimento interno foram ajustados, conforme descrito anteriormente, para maximizar a qualidade da superfície e a durabilidade da prótese, considerando a exigência de precisão dimensional e estabilidade mecânica.

Após a configuração adequada no fatiador, o processo de impressão foi realizado em uma impressora FDM que, camada a camada, construiu a prótese a partir dos pontos definidos pelo fatiador, até atingir a forma completa do dispositivo. O processo totalizou aproximadamente 8 horas para a impressão completa dos componentes poliméricos da prótese, refletindo a complexidade da geometria e os ajustes feitos no fatiador para garantir um resultado de alta qualidade.

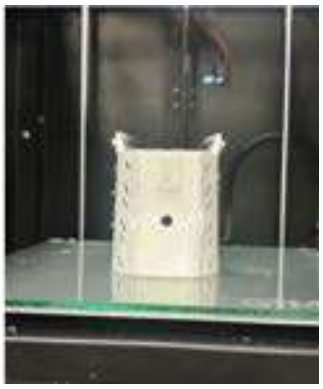
4.9 Construção da Prótese

O protótipo de montabilidade desenvolvido exigiu aproximadamente 8 horas para a impressão completa de seus componentes poliméricos e pesando 134 g (Figura 132), enquanto o processo de montagem e acabamento levou cerca de 3 horas.

Figura 132 - Imagens de (a) impressão da palma e acoplamento direcional, (b) impressão do punho, (c) impressão das falanges, (d) elementos de punho e palma impressos e (e) peso alcançado pelos elementos finais impressos



(a)



(b)

(c)

(d)

(e)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

O dispositivo totalmente montado (Figura 133) atingiu um peso final de 223,13 g, com um custo estimado de R$ 300,00 (US$ 50,96), representando uma opção de baixo custo em relação a próteses passivas e ativas mecânicas convencionais, cujos preços variam entre R$ 1.500,00 (US$ 254,74) e R$ 5.790,00 (US$ 984,26) (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008). Em contrapartida, próteses de membro superior com sistemas operacionais avançados no mercado global podem custar entre US$ 30.000,00 e US$ 65.000,00 por unidade (KULKARNI; UDDANWADIKER, 2015; OTTOBOCK, 2019; ÖSSUR, 2019; ROMERO *et al*., 2020).

Figura 133 - Imagens do modelo do dispositivo construído

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

O peso final da prótese desenvolvida neste projeto, inferior a 240 g, é fundamental para facilitar o processo de adaptação do usuário, já que dispositivos protéticos leves e com alta resistência mecânica são essenciais para garantir os movimentos necessários durante a reabilitação. Nesse contexto, o uso do TRITAN como matéria-prima para a impressão 3D se mostrou estratégico, pois esse polímero combina leveza e durabilidade. Com densidade de 1,18 g/cm³, esse material permite a impressão com 25% de preenchimento, apresentando propriedades mecânicas como tensão de escoamento de 13,79 MPa, tensão máxima de 24,29 MPa e módulo de elasticidade de 332,54 MPa, o que proporciona a resistência e leveza exigidas para o dispositivo.

Essas propriedades são fundamentais, pois permitem avaliar a rigidez do material através do módulo de elasticidade, além de determinar o ponto de início da deformação plástica pelo valor da tensão de escoamento. Tais características indicam a viabilidade do uso da tecnologia de impressão FDM para a fabricação de próteses de mão, proporcionando ao dispositivo ortopédico uma combinação de leveza e resistência mecânica adequadas para o uso funcional e para o processo de reabilitação. Dessa forma, a impressão FDM se mostra promissora na produção de dispositivos protéticos acessíveis e eficazes, capazes de suportar as demandas biomecânicas do usuário.

5 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como foco o desenvolvimento de uma prótese mecânica de mão parcial, utilizando como base um sistema de parametrização aplicado ao projeto tridimensional do dispositivo. A proposta demonstrou-se eficaz ao permitir a personalização do modelo de acordo com medidas específicas de cada usuário, contemplando tanto o membro saudável quanto o coto do membro amputado. Essa abordagem paramétrica se mostrou uma ferramenta essencial para garantir maior precisão dimensional, melhor adaptação ao corpo do usuário e mais conforto no uso prolongado.

A parametrização também possibilitou a padronização de etapas do projeto, facilitando ajustes e adaptações conforme diferentes níveis de amputação, além de tornar o processo mais ágil e replicável. Essa flexibilidade do modelo paramétrico permite que ele seja facilmente reconfigurado para atender uma ampla variedade de casos clínicos, sem a necessidade de reformulações complexas no desenho da prótese. Isso representa um avanço importante na direção de soluções personalizadas e escaláveis dentro da reabilitação ortopédica.

A fabricação da prótese foi realizada por meio de manufatura aditiva, utilizando materiais poliméricos acessíveis e hipoalergênicos, o que resultou em

um dispositivo leve, funcional e de baixo custo. O preenchimento interno com padrão Tri-hexagonal e a configuração de 25% de densidade contribuíram para a leveza estrutural (cerca de 240 g), sem comprometer a resistência mecânica para atividades de preensão simples. O custo total de produção, estimado em aproximadamente R$ 300,00 por unidade, reforça o potencial do projeto como alternativa viável e economicamente acessível, especialmente em contextos com recursos limitados.

O sistema de acionamento da prótese, baseado na propulsão muscular e no uso de cordões de alta resistência conectados às falanges, mostrou-se funcional e responsivo. A flexão dos dedos é ativada pela movimentação do punho, permitindo ao usuário realizar ações básicas de forma coordenada e intuitiva. Essa solução mecânica simples contribui para a autonomia do usuário e reduz a complexidade de manutenção e uso do dispositivo.

É importante destacar que a proposta apresentada se concentrou na engenharia e desenvolvimento técnico da prótese, não incluindo nesta fase testes clínicos com usuários reais. A validação clínica, com avaliação do desempenho do dispositivo em condições reais de uso, será uma etapa futura essencial para consolidar os resultados obtidos até aqui.

Conclui-se, portanto, que a combinação entre o modelo parametrizado, a manufatura aditiva e a seleção de materiais apropriados resultou em um dispositivo protético funcional, adaptável, leve e de baixo custo. O sistema de parametrização se apresentou como uma ferramenta promissora para a produção de próteses personalizadas em larga escala, representando um importante passo em direção à democratização do acesso a tecnologias assistivas no campo da reabilitação. O dispositivo desenvolvido oferece um caminho viável para melhorar a qualidade de vida de pessoas com amputações de mão, ao aliar usabilidade, conforto e acessibilidade.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este capítulo apresenta sugestões para futuras investigações que podem ampliar a compreensão e a eficácia das próteses mecânicas. A evolução contínua da tecnologia e das necessidades dos usuários exige uma exploração aprofundada de novos aspectos do design e da funcionalidade desses dispositivos. As propostas a seguir visam não apenas validar e otimizar a prótese desenvolvida, mas também garantir que ela atenda adequadamente às expectativas dos usuários em suas atividades diárias.

Dentre as sugestões propostas por esse trabalho, podemos citar:

• **Integração de Sistemas de Captação de Sinais Mioelétricos (EMG):** Explorar a incorporação de sensores mioelétricos ao sistema de prótese parametrizada, permitindo o controle funcional por meio da atividade muscular do usuário.

• **Desenvolvimento de um Mecanismo de Atuadores para Movimentos Funcionais:** Projetar e implementar um sistema de acionamento eletromecânico (servo motores, atuadores lineares ou *soft robotics*) integrado ao modelo parametrizado para replicar movimentos como preensão, pinça ou extensão dos dedos.

• **Criação de uma Interface Gráfica para Parametrização Automática:** Desenvolver uma aplicação (*desktop ou mobile*) que permita ao profissional de saúde ou ao próprio usuário inserir medidas anatômicas e gerar automaticamente o modelo CAD personalizado da prótese.

• **Aplicação de Técnicas de Otimização Estrutural no Modelo Parametrizado:** Investigar métodos de otimização estrutural, como *topology optimization*, aplicados ao modelo da prótese parametrizada, com o objetivo de reduzir peso e volume de material sem comprometer a resistência e a funcionalidade do dispositivo.

• **Ampliação da Base Paramétrica para Outros Segmentos (Ex.: antebraço e braço completo):** Expandir o sistema de parametrização para atender outros níveis de amputação além da mão, como transradial e transumeral, mantendo a abordagem de personalização.

• **Integração com Tecnologias Assistivas Baseadas em Inteligência Artificial:** Pesquisar o uso de inteligência artificial ou aprendizado de máquina para interpretar padrões de movimento ou intenção do usuário, permitindo controle mais natural da prótese.

• **Estudo de Viabilidade Mecânica para Cargas Estáticas e Dinâmicas:** A realização de um estudo que avalie o comportamento mecânico da prótese sob condições de cargas estáticas e dinâmicas. Utilizando *software* de elementos finitos, este estudo poderá analisar como o perfil da prótese responde ao movimento do dispositivo quando submetido a diferentes tipos de carga. Essa avaliação é crucial para entender a durabilidade e a resistência da prótese em situações do dia a dia, onde as forças aplicadas podem ser estáticas e dinâmicas.

• **Análise Comparativa com Outros Materiais para Manufatura Aditiva:** Uma investigação mais aprofundada que compare o desempenho da prótese desenvolvida com diferentes materiais poliméricos e compósitos. Este estudo tem potencial de focar em propriedades mecânicas, peso, custo e usabilidade, ajudando a identificar os materiais mais adequados para maximizar a eficiência e a funcionalidade da prótese fabricadas com MA.

• **Validação Clínica do Dispositivo Protético:** A validação clínica do dispositivo é um passo fundamental para garantir sua eficácia e funcionalidade em um ambiente real. Este estudo permitirá a utilização da prótese em usuários, proporcionando *feedback* valioso que pode ser utilizado para aprimorar o *design* e a ergonomia do dispositivo. Além disso, a interação com usuários reais permitirá explorar ao máximo as funcionalidades da prótese, garantindo que ela atenda às necessidades dos usuários de forma eficaz e confortável.

REFERÊNCIAS

AETHER BIOMEDICAL. **Zeus Hand Prosthesis**. Disponível em: https://www.aetherbiomedical.com/zeushand?_gl=1*1gylvmw*_up*MQ..&gclid=Cj0KCQiArby5BhCDARIsAIJvjITgxQYx9lf3RCdr2m9KgYfidAcoYHNU7kwrBuoEAYiaXtDkcF0pVsaAhRaEALw_wcB. Acesso em: 03 maio 2024.

ALI, M. U.; NADEEM, A.; ASHFAQ, B.; ULLAH, S.; WASSEM, M.; ASLAM, M.A; ALAM, Q.A. **Optimizing Impact Toughness in 3D-Printed PLA Structures Using Hilbert Curve and Honeycomb Infill Patterns**. Engineering Proceedings. n. 75. p. 1-27. 2024.

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.

AMARASINGHE, A. G. C. S.; CHANDRASRI, N. K. U. K. **Emerging Trends in Additive Manufacturing for Prosthesis Applications – A Review**. J. Res. Technol. Eng. Vol. 5, p. 52-63. 2024.

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 INTERNATIONAL. ASTM D790: **Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials**. West Conshohocken, PA: ASTM International.

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 Addtive Manufacture Coordinate systems and Test Methodologies.** ASTM International, West Conshohocken, PA. 2013.

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.

BEUTEL, B. G.; GUTOWSKI, K. S.; MITCHELSON , A. J.; MAENDER, C. W. **Hand Amputation**. National Library of Medicine, 2025. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK551692/. Acesso em: 25 de mar. de 2019.

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.

BORTHAKUR, P. P. **The Role and Future Directions of 3D Printing in Custom Prosthetic Design**. Eng. Proc., Vol. 81. 2025. Doi:10.3390/engproc2024081010.

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. 2024. Disponível em: <https://3dfila.com.br/produto/filamento-tritan-ht-blue-ocean/>. Acesso em 03 de mai. de 2024.

CHANDER, S.A.; DATTA, B.; SINGH, A. **Feasibility of Ratchet–Pawl mechanism for trans-phalangeal finger prosthetic: a minimalistic design approach.** Journal Brazilian Soc. Mech. Sci. Eng. Vol. 46. n. 160. 2024.

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.

COVVI PARTHERS IN PROSTHETICS. **COVVI Hand Prosthesis**. Disponível em: https://www.covvi.com/?gad_source=1&gclid=Cj0KCQiArby5BhCDARIsAIJvjIT7fzzXyXU_svZhKu4mMrQfxYxl6DFZkZbHhZAO9zN3vtbd9nUhiyMaArW2EALw_wcB. Acesso em: 03 de maio de 2024.

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. Acessoem: 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.

DENG, X.; WEIRICH, S.; KATZSCHMANN, R. K.; DELBRUCK, T. **A Rapid and Robust Tendon-Driven Robotic Hand for Human-Robot Interactions Playing Rock-Paper-Scissors.** 33rd IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication (ROMAN). p. 2347-2354. 2024.

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**. Revistaportuguesa 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.

EASTMAN CHEMICAL COMPANY. ***Tritan™ Copolyester Technical Data Sheet***. Disponível em: https://www.eastman.com. Acesso em: 07 out. 2024.

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.**Effectofinfillparametersontensilemechanicalbehavior 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 OrtopBras.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.

GABALLA, A.; CAVALCANTE, R. S.; LAMOUNIER, E.; SOARES, A. **Extended Reality "X-Reality" for Prosthesis Training of Upper-Limb Amputees: A Review on Current and Future Clinical Potential**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 30, p. 1652-1663. 2022.

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. 2025. ***Prótese de Mão Handii***. Disponível em: http://exiii-hackberry.com/. Acesso em: 03 de mai. de 2025.

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.

HUANG, J.; Li, G.; SU, H., Li, Z. **Development and Continuous Control of an Intelligent Upper-Limb Neuroprosthesis for Reach and Grasp Motions Using Biological Signals**. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems, Vol. 52, p. 3431-3441. 2022.

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

INCOMPLAST. **Propriedades do Polipropileno comercial.** 2019. Disponível em <https://incomplast.com.br/polipropilenopp/>. Acessoem 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.

KAHRAMAN, Y.E., MADAN, M., SAGBAS, B., DURAKBASA, N.M. (2021). **Parametric Design and Modeling of 3D Printed Prosthetic Finger**. In: Durakbasa, N.M., Gençyılmaz, M.G. (eds) Digital Conversion on the Way to Industry 4.0. ISPR 2020. Lecture Notes in Mechanical Engineering. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-62784-3_7

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.

KUMAR, M.; KRISHNANAND; VARSHNEY, A.; TAUFIK, M. **Hand prosthetics fabrication using additive manufacturing.** Materials Today Proc., Vol. 115, p. 36-45. 2024.

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 ofAmerica. 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 GTMAX 3D. Disponível em: < https://www.gtmax3d.com.br/?gad_source=1&gclid=Cj0KCQiArby5BhCDARIsAIJvjIRGfur8yMUS9DaErBtvfXSgrGQXK19HLJaSwLieB1qcYpvvX4wc0uUaAhYmEALw_wcB>. Acesso em: 28 de outubro de 2022.

MARINELLI, A.; BOCCARDO, N.; TESSARI, F.; DOMENICO, D. D.; CASERTA, G.; CANEPA, M.; GINI, G.; BARRESI, G.; LAFFRANCHI, M.; MICHIELI, L. D. **Active upper limp prostheses: a review on current state and upcoming breakthroughs**. Progress in Biomedical Engineering, Vol. 5. 2023. Doi: 10.1088/2516-1091/acac57

MARYAM, I.; IMITAZ, J.; MAHMOOD, A. **Robust tracking control of a minimal realization model of an impaired human hand for anthropomorphic coordination**. Heliyon. Vol. 10. n. 5. 2024.

MEDES, J.; AZEVEDO, A.; AMARAL, T. F. **Handgripstrength - quantification, determinantsandclinicalutility.** 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.

Brazilian Journal Occupational Therapy. Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional, 29, e2078. https://doi.org/10.1590/2526-8910.ctoAO2078 2021

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

NAYAR, S. K.; ALCOCK, H. M. F.; EDWARDS, D. S. **Primary amputation versus limb salvage in upper limb major trauma: a systematic review.** European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology, Vol. 32, p. 395-403. 2022.

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 motionSpecial 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**. 2025. Disponível em: <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/touch-solutions>. Acesso em: 28 de mai. de 2025.

OPEN BIONICS. **Hero Gauntlet Prosthesis**. Disponível em: https://www.wired.com/review/review-open-bionics-hero-gauntlet/. Acesso em: 03 de maio de 2025.

OTTO BOCK. 2025. **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 2025.

OWAIDI, N. A.; MORA, M. C.; VENTURA, S. **Analysis on the Rejection and Device Passivity Problems with Myoeletric Prosthetic Hand Control.** Proc. Of the 28th World Multi-Conference on Systemics, Cybernetics and Informatics, 2024. https://doi.org/10.54808/WMSCI2024.01.10. Acesso em: 28 de mai. de 2024.

FREITAS, P. P. **Reabilitação da Mão**. EditoraAtheneu. 2005.

PARKHOMENKO A. V.; GLADKOVA, O. M.; ZALYBOVSSKIY, Y. I. **Information technology of robotic prosthesis computer aided design based on parametric modeling**. *J* **DOI** 10.1088/1757-899X/1016/1/012016 2021. 2021.

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.

REYNOLDS, K. A.; SEXTON, J. D.; NORMAN, A.; MCCLELLAND, D. J. **Comparison of electric hand dryers and paper towels for hand hygiene: a critical review of the literature.** Journal of Applied Microbiology. Vol. 130, n.1. p. 25-39. 2021.

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 ofMechanicalEngineering. 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 Braisileiro de Tecnologia Assistiva. Brauro, São Paulo, Brasil. 2018.

ROMERO, R. C. S.; REIS, P. H. R. G.; COSTA, K. A..; VIMIEIRO, C. B. S.. **Development of Parametric Prostheses for Different Levels of Human Hand Amputations Manufactured Through Additive Manufacturing**. Applied Sciences. Vol. 15. n. 8. 2025.

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.

SAWANT, D. A.; SHINDE, B. M.; RAYKAR, S. J. **Post processing techniques used to improve the quality of 3D printed parts using FDM: State of the art review and experimental work.** Materials Today: Proceedings. ISSN 2214-7853. 2023.

SHARMA, A.; RAI, A. **Fused deposition modelling (FDM) based 3D & 4D Printing: A state of art review**, Materials Today: Proceedings, Vol 62. P. 367-372. 2022.

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.

SEGURA, D.; ROMERO, E.; ABARCA, V. E.; ELIAS, D.A. **Upper Limb Prostheses by the Level of Amputation: A Systematic Review.** Prosthesis. Vol. 6. n. 2. p. 277-300. 2024.

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 CiênciasFísicas. p.32-45. UNICAMP, Brasil, 2008.

SMAIL, L. C.; NEAL, I, C.; WILKINS, C.; PACKHAM, T. L. **Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: findings of a scoping review.** Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, Vol. 16, p. 821-830. 2020.

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.; ELENCHEZHIAN, 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.

SAVSANI, S.; SINGH, S.; MALI, H. S. **Additive manufacturing for prostheses development: state of the art.** Rapid Prototyping Journal, Vol. 29, p. 741-765. 2022.

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**. ProceedingsoftheCowlishawSymposium. Vol. 77. p. 1114-119. 2007.

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

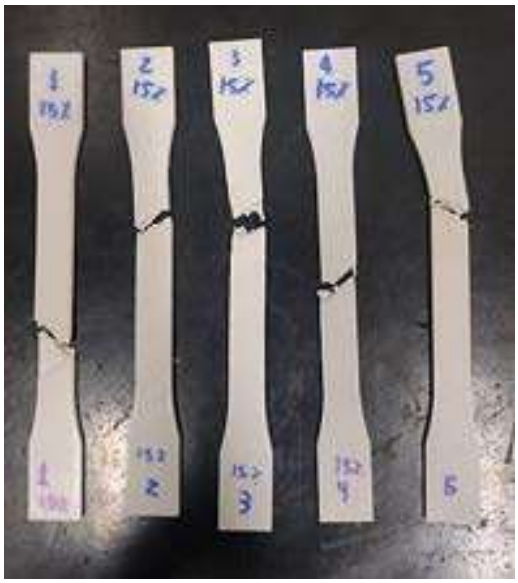
3DFILA. **Tipos de filamentos**. 2019. Disponível em: <https://3dfila.com.br/>. Acesso em: 22 de mar. de 2019.

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

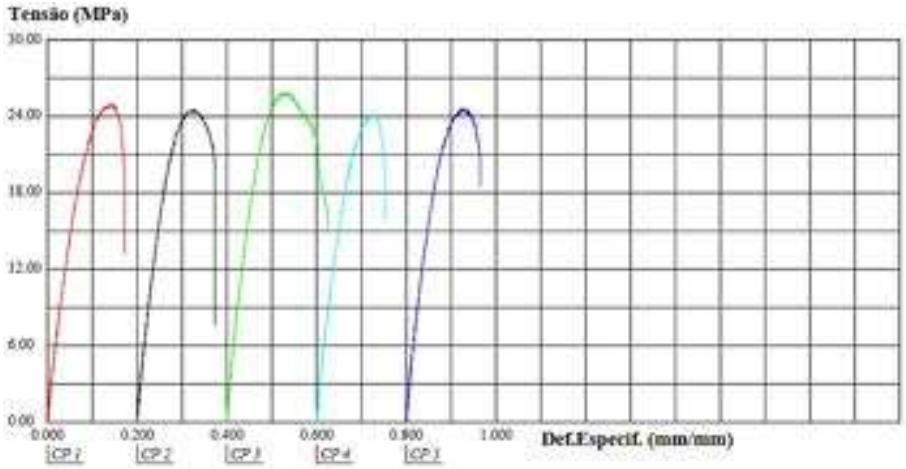
Apêndice A - Corpos de Prova e Gráfico Tensão - Deformação após ensaio de tração

Figura 134 - (a) Grupo 1 (15%) - cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

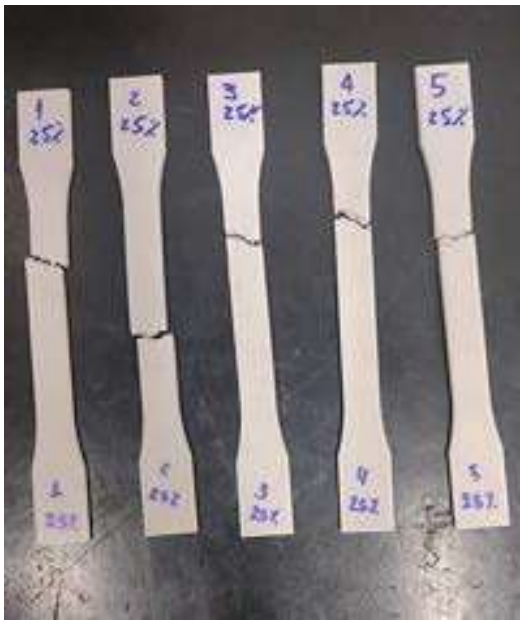
(a)



(b)

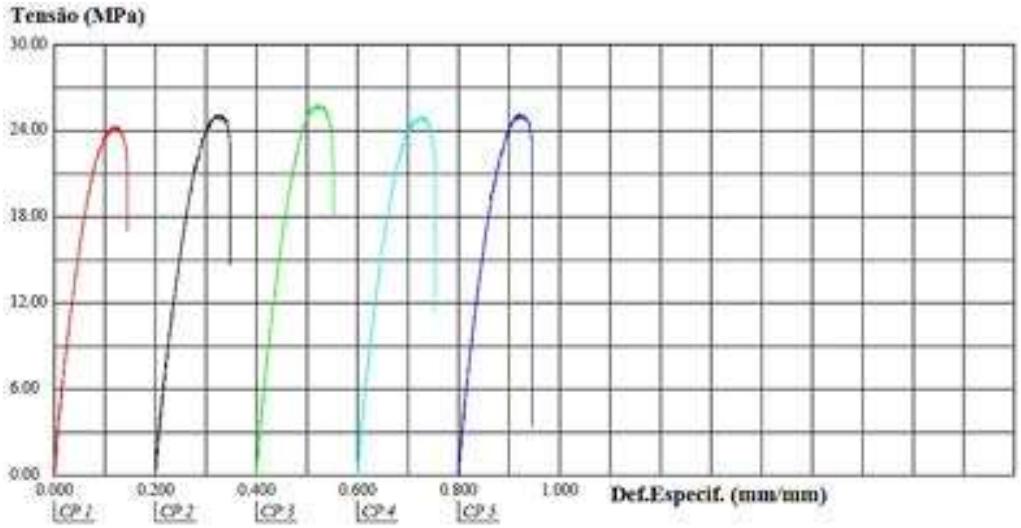
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 135 - (a) Grupo 2 (25%) **-** cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

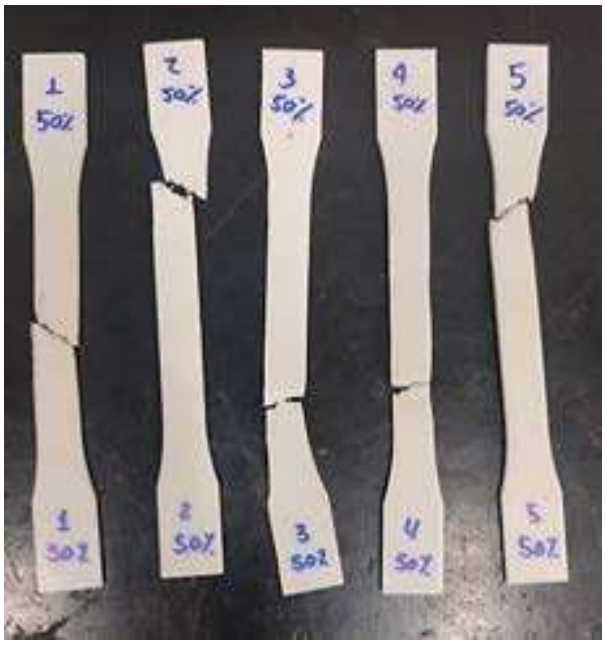
(a)



(b)

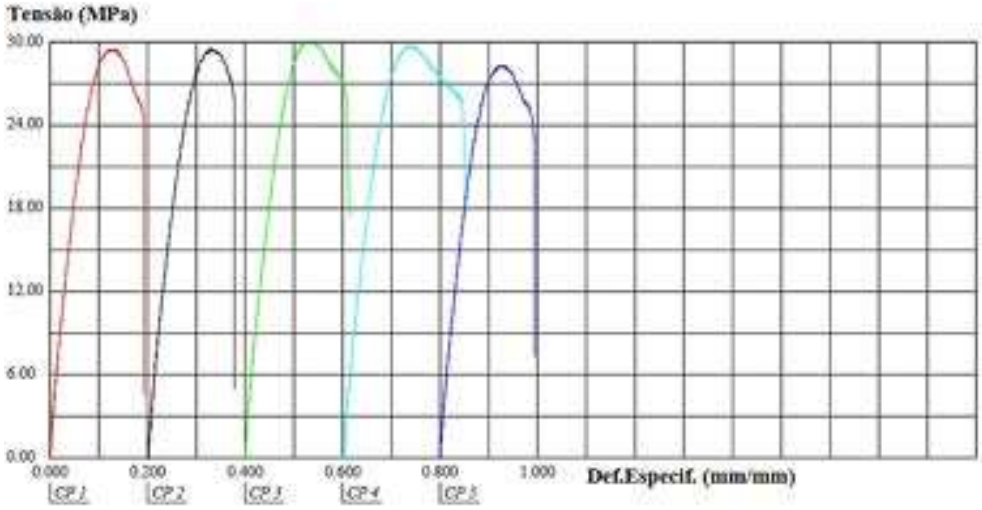
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 136 - (a) Grupo 3 (50%) **-** cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

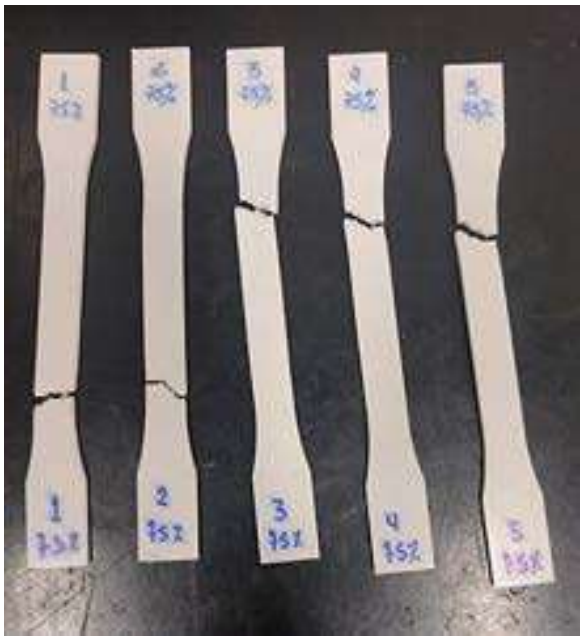
(a)



(b)

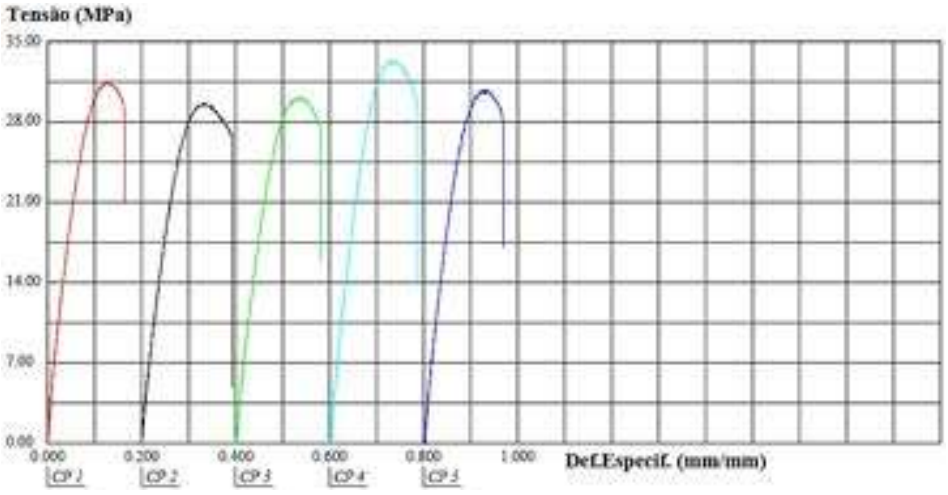
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 137 - (a) Grupo 4 (75%) **-** cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

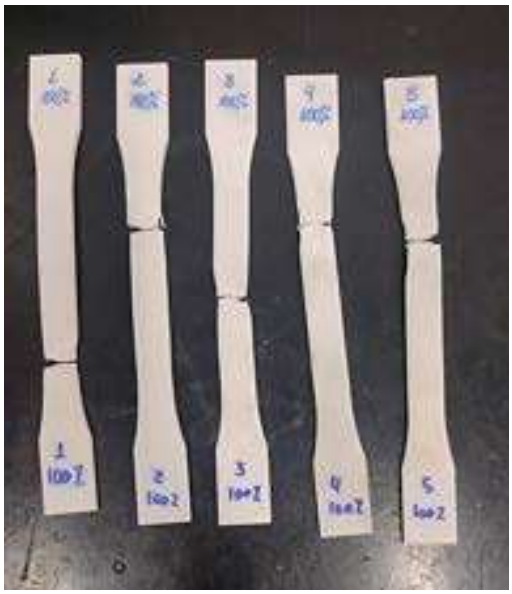
(a)



(b)

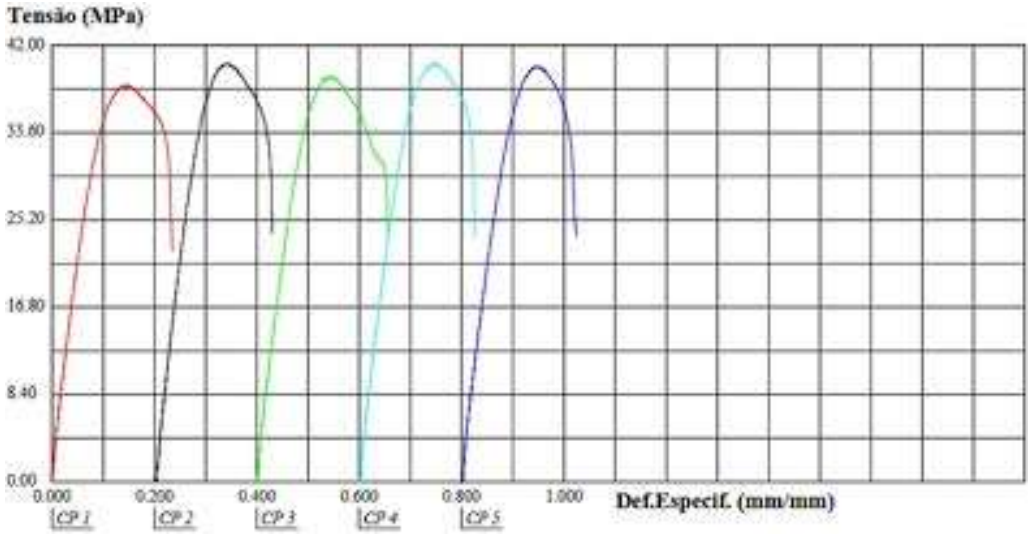
Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Figura 138 - (a) Grupo 5 (100%) - cps após o ensaio de tração e (b) gráfico Tensão x Deformação gerado



Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

(a)



(b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2025.

Apêndice B - Algoritmos Desenvolvidos nos Processos de Parametrizações

I – Parametrização Para o Conjunto de Montagem

- Rule "Link"

```
'Código para gerar os links de parametrização para a palma do sólido para
o conjunto completo da prótese

'Gera a prótese do tipo 1 - Pessoa sem o polegar

If Parametro = 1 Then
        Parameter("Palma - 3 - Parametrizada:1", "Palma") = 1

'Gera a prótese do tipo 2 - Pessoa sem o dedo anelar e dedo mínimo

ElseIf Parametro = 2 Then
        Parameter("Palma - 3 - Parametrizada:1", "Palma") = 2

'Gera a prótese do tipo 3 - Pessoa sem o dedo indicador e dedo médio

ElseIf Parametro = 3 Then
        Parameter("Palma - 3 - Parametrizada:1", "Palma") = 3

'Gera a prótese do tipo 1 - Pessoa com amputação de todos os dedos da mão


ElseIf Parametro = 4 Then
        Parameter("Palma - 3 - Parametrizada:1", "Palma") = 4

End If
```

- Rule "Supress"

```
' ***** POLEGAR *****

'Código para suprimir dedos e modelagem da palma para o tipo de amputação
1
'Suprimir os dedos indicador, médio, anelar e mínimo
'Modificar o tamanho dos parafusos e o tipo de palma

If Parametro = 1 Then
        Component.IsActive("Polegar - Montagem 2:1") = False
        Component.IsActive("Indicador - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Médio - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Anelar - Montagem 2:2") = True
```

```
        Component.IsActive("Mínimo - Montagem 2:2") = True

' **** PARAFUSOS

        Component.IsActive("Parafuso Polegar 20mm:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso Fenda Polegar:2") = False
        Component.IsActive("Parafuso 70mm:1") = True
        Component.IsActive("Espaçador 25mm:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Indicador-Médio:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Anelar-Mínimo:2") = False
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:3") = False

' ***** INDICADOR-MÉDIO *****

'Código para suprimir dedos e modelagem da palma para o tipo de amputação
2
'Suprimir os dedos indicar, médio e o polegar
'Modificar o tamanho dos parafusos e o tipo de palma

Else If Parametro = 2 Then
        Component.IsActive("Polegar - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Indicador - Montagem 2:1") = False
        Component.IsActive("Médio - Montagem 2:1") = False
        Component.IsActive("Anelar - Montagem 2:2") = True
        Component.IsActive("Mínimo - Montagem 2:2") = True

' **** PARAFUSOS

        Component.IsActive("Parafuso Polegar 20mm:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso Fenda Polegar:2") = True
        Component.IsActive("Parafuso 70mm:1") = False
        Component.IsActive("Espaçador 25mm:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Indicador-Médio:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Anelar-Mínimo:2") = False
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:3") = False

' ***** ANELAR-MÍNIMO *****

'Código para suprimir dedos e modelagem da palma para o tipo de amputação
3
'Suprimir os dedos anelar, mínimo e o polegar
'Modificar o tamanho dos parafusos e o tipo de palma

Else If Parametro = 3 Then
        Component.IsActive("Polegar - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Indicador - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Médio - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Anelar - Montagem 2:2") = False
```

```
        Component.IsActive("Mínimo - Montagem 2:2") = False

' **** PARAFUSOS

        Component.IsActive("Parafuso Polegar 20mm:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso Fenda Polegar:2") = True
        Component.IsActive("Parafuso 70mm:1") = False
        Component.IsActive("Espaçador 25mm:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Indicador-Médio:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Anelar-Mínimo:2") = True
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:3") = True


' ***** PRÓTESE COMPLETA *****

'Retirar as supressões para ter a prótese para uma amputação completa de
mão

Else If Parametro = 4 Then
        Component.IsActive("Polegar - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Indicador - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Médio - Montagem 2:1") = True
        Component.IsActive("Anelar - Montagem 2:2") = True
        Component.IsActive("Mínimo - Montagem 2:2") = True

' **** PARAFUSOS

        Component.IsActive("Parafuso Polegar 20mm:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso Fenda Polegar:2") = True
        Component.IsActive("Parafuso 70mm:1") = True
        Component.IsActive("Espaçador 25mm:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:1") = True
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Indicador-Médio:1") = False
        Component.IsActive("Parafuso 47mm - Anelar-Mínimo:2") = False
        Component.IsActive("Parafuso Fenda:3") = False

End If
```

II – Parametrizações Realizadas no Modelo da Palma

a) Parametrização Para o Polegar

- Rule “Polegar”

```
If Tipo = "Polegar" Then

        '   *****   POLEGAR   *****
```

```
' ***Exc_Polegar***
Feature.IsActive("Exc_Polegar") = True
Exc_Polegar_1 = 0.00 deg
Exc_Polegar = 71.750 mm

' ***DF1_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF1_Exc_Polegar") = True

' ***DF2_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF2_Exc_Polegar") = True

' ***DF3_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF3_Exc_Polegar") = True

' ***DF4_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF4_Exc_Polegar") = True

' ***DF5_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF5_Exc_Polegar") = True

' ***DF6_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF6_Exc_Polegar") = True

' ***DF7_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF7_Exc_Polegar") = True

' ***DF8_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF8_Exc_Polegar") = True

' ***F1_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F1_Exc_Polegar") = True
Exc_Polegar_2 = 1 mm

' ***Base_Polegar***
Feature.IsActive("Base_Polegar") = True
Exc_Polegar_4 = 360 mm
Exc_Polegar_3 = 400 mm
Exc_Polegar_5 = 0.00 deg

' ***DF9_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF9_Exc_Polegar") = True

' ***F2_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F2_Exc_Polegar") = True
Exc_Polegar_6 = 5 mm

' ***Delete Face106***
Feature.IsActive("Delete Face106") = True
```

```
' ***F3_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F3_Exc_Polegar") = True
Exc_Polegar_7 = 2 mm

' ***F4_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F4_Exc_Polegar") = True
Exc_Polegar_8 = 3 mm

' ***F5_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F5_Exc_Polegar") = True
Exc_Polegar_9 = 3 mm

' ***F6_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F6_Exc_Polegar") = True
Exc_Polegar_10 = 1 mm

' ***F7_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F7_Exc_Polegar") = True
Exc_Polegar_11 = 0.5 mm

' ***DF10_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF10_Exc_Polegar") = True


'   *****   INDICADOR - MÉDIO   *****


' ***Exc_Ind_Med_1***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_1") = False
Exc_Ind_Med_2 = 0.00 deg
Exc_Ind_Med_1 = 92.000 mm

' ***Exc_Ind_Med_2***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_2") = False
Exc_Ind_Med_3 = 0.00 deg

' ***Exc_Ind_Med_3***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_3") = False
Exc_Ind_Med_4 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_4***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_4") = False

' ***Exc_Ind_Med_5***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_5") = False
Exc_Ind_Med_5 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_6***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_6") = False
Exc_Ind_Med_6 = 20 mm
```

```
' ***Exc_Ind_Med_7***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_7") = False
Exc_Ind_Med_7 = 0.5 mm

' ***Exc_Ind_Med_8***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_8") = False
Exc_Ind_Med_8 = 10 mm

' ***Exc_Ind_Med_9***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_9") = False
Exc_Ind_Med_9 = 1 mm

' ***Exc_Ind_Med_10***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_10") = False
Exc_Ind_Med_10 = 1 mm

' ***Exc_Ind_Med_11***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_11") = False
Exc_Ind_Med_11 = 3 mm

' ***Exc_Ind_Med_12***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_12") = False
Exc_Ind_Med_12 = 3 mm

' ***Exc_Ind_Med_13***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_13") = False


'   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****


' ***Exc_Ane_Min_1***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_1") = False
Exc_Ane_Min_2 = 0.00 deg
Exc_Ane_Min_1 = 65.250 mm

' ***Exc_Ane_Min_2***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_2") = False
Exc_Ane_Min_3 = 0.00 deg

' ***Exc_Ane_Min_3***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_3") = False
Exc_Ane_Min_4 = 25 mm

' ***Exc_Ane_Min_4***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_4") = False

' ***Exc_Ane_Min_5***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_5") = False
```

```
        Exc_Ane_Min_5 = 10 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_6***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_6") = False
        Exc_Ane_Min_6 = 10 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_7***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_7") = False
        Exc_Ane_Min_7 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_8***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_8") = False
        Exc_Ane_Min_8 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_9***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_9") = False
        Exc_Ane_Min_9 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_10***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_10") = False
        Exc_Ane_Min_10 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_11***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_11") = False

InventorVb.DocumentUpdate()

Parameter.UpdateAfterChange = True

End If

InventorVb.DocumentUpdate()

Parameter.UpdateAfterChange = True
```

b) Parametrização Para o Indicador-Médio

- Rule "Indicador-Médio"

```
If Tipo = "Indicador-Médio" Then

        '   *****   POLEGAR   *****

        ' ***Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("Exc_Polegar") = False
        Exc_Polegar_1 = 0.00 deg
        Exc_Polegar = 71.750 mm
```

```
' ***DF1_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF1_Exc_Polegar") = False

' ***DF2_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF2_Exc_Polegar") = False

' ***DF3_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF3_Exc_Polegar") = False

' ***DF4_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF4_Exc_Polegar") = False

' ***DF5_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF5_Exc_Polegar") = False

' ***DF6_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF6_Exc_Polegar") = False

' ***DF7_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF7_Exc_Polegar") = False

' ***DF8_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF8_Exc_Polegar") = False

' ***F1_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F1_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_2 = 1 mm

' ***Base_Polegar***
Feature.IsActive("Base_Polegar") = False
Exc_Polegar_4 = 360 mm
Exc_Polegar_3 = 400 mm
Exc_Polegar_5 = 0.00 deg

' ***DF9_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF9_Exc_Polegar") = False

' ***F2_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F2_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_6 = 5 mm

' ***Delete Face106***
Feature.IsActive("Delete Face106") = False

' ***F3_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F3_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_7 = 2 mm

' ***F4_Exc_Polegar***
```

```
Feature.IsActive("F4_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_8 = 3 mm

' ***F5_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F5_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_9 = 3 mm

' ***F6_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F6_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_10 = 1 mm

' ***F7_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F7_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_11 = 0.5 mm

' ***DF10_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF10_Exc_Polegar") = False


'   *****   INDICADOR - MÉDIO   *****

' ***Exc_Ind_Med_1***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_1") = True
Exc_Ind_Med_2 = 0.00 deg
Exc_Ind_Med_1 = 92.000 mm

' ***Exc_Ind_Med_2***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_2") = True
Exc_Ind_Med_3 = 0.00 deg

' ***Exc_Ind_Med_3***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_3") = True
Exc_Ind_Med_4 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_4***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_4") = True

' ***Exc_Ind_Med_5***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_5") = True
Exc_Ind_Med_5 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_6***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_6") = True
Exc_Ind_Med_6 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_7***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_7") = True
Exc_Ind_Med_7 = 0.5 mm

' ***Exc_Ind_Med_8***
```

```
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_8") = True
Exc_Ind_Med_8 = 10 mm

' ***Exc_Ind_Med_9***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_9") = True
Exc_Ind_Med_9 = 1 mm

' ***Exc_Ind_Med_10***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_10") = True
Exc_Ind_Med_10 = 1 mm

' ***Exc_Ind_Med_11***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_11") = True
Exc_Ind_Med_11 = 3 mm

' ***Exc_Ind_Med_12***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_12") = True
Exc_Ind_Med_12 = 3 mm

' ***Exc_Ind_Med_13***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_13") = True


'   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****

' ***Exc_Ane_Min_1***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_1") = False
Exc_Ane_Min_2 = 0.00 deg
Exc_Ane_Min_1 = 65.250 mm

' ***Exc_Ane_Min_2***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_2") = False
Exc_Ane_Min_3 = 0.00 deg

' ***Exc_Ane_Min_3***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_3") = False
Exc_Ane_Min_4 = 25 mm

' ***Exc_Ane_Min_4***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_4") = False

' ***Exc_Ane_Min_5***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_5") = False
Exc_Ane_Min_5 = 10 mm

' ***Exc_Ane_Min_6***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_6") = False
Exc_Ane_Min_6 = 10 mm

' ***Exc_Ane_Min_7***
```

```
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_7") = False
        Exc_Ane_Min_7 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_8***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_8") = False
        Exc_Ane_Min_8 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_9***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_9") = False
        Exc_Ane_Min_9 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_10***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_10") = False
        Exc_Ane_Min_10 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_11***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_11") = False

InventorVb.DocumentUpdate()

Parameter.UpdateAfterChange = True

End If

InventorVb.DocumentUpdate()

Parameter.UpdateAfterChange = True
```

c) Parametrização Para o Anelar-Mínimo

- Rule "Anelar-Mínimo"

```
If Tipo = "Anelar-Mínimo" Then

        '   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****

        ' ***Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("Exc_Polegar") = False
        Exc_Polegar_1 = 0.00 deg
        Exc_Polegar = 71.750 mm

        ' ***DF1_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF1_Exc_Polegar") = False

        ' ***DF2_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF2_Exc_Polegar") = False
```

```
' ***DF3_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF3_Exc_Polegar") = False

' ***DF4_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF4_Exc_Polegar") = False

' ***DF5_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF5_Exc_Polegar") = False

' ***DF6_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF6_Exc_Polegar") = False

' ***DF7_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF7_Exc_Polegar") = False

' ***DF8_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF8_Exc_Polegar") = False

' ***F1_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F1_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_2 = 1 mm

' ***Base_Polegar***
Feature.IsActive("Base_Polegar") = False
Exc_Polegar_4 = 360 mm
Exc_Polegar_3 = 400 mm
Exc_Polegar_5 = 0.00 deg

' ***DF9_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF9_Exc_Polegar") = False

' ***F2_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F2_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_6 = 5 mm

' ***Delete Face106***
Feature.IsActive("Delete Face106") = False

' ***F3_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F3_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_7 = 2 mm

' ***F4_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F4_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_8 = 3 mm

' ***F5_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F5_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_9 = 3 mm
```

```
' ***F6_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F6_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_10 = 1 mm

' ***F7_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F7_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_11 = 0.5 mm

' ***DF10_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF10_Exc_Polegar") = False


'   *****   INDICADOR - MÉDIO   *****

' ***Exc_Ind_Med_1***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_1") = False
Exc_Ind_Med_2 = 0.00 deg
Exc_Ind_Med_1 = 92.000 mm

' ***Exc_Ind_Med_2***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_2") = False
Exc_Ind_Med_3 = 0.00 deg

' ***Exc_Ind_Med_3***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_3") = False
Exc_Ind_Med_4 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_4***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_4") = False

' ***Exc_Ind_Med_5***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_5") = False
Exc_Ind_Med_5 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_6***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_6") = False
Exc_Ind_Med_6 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_7***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_7") = False
Exc_Ind_Med_7 = 0.5 mm

' ***Exc_Ind_Med_8***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_8") = False
Exc_Ind_Med_8 = 10 mm

' ***Exc_Ind_Med_9***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_9") = False
Exc_Ind_Med_9 = 1 mm
```

```
' ***Exc_Ind_Med_10***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_10") = False
Exc_Ind_Med_10 = 1 mm

' ***Exc_Ind_Med_11***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_11") = False
Exc_Ind_Med_11 = 3 mm

' ***Exc_Ind_Med_12***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_12") = False
Exc_Ind_Med_12 = 3 mm

' ***Exc_Ind_Med_13***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_13") = False


'   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****

' ***Exc_Ane_Min_1***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_1") = True
Exc_Ane_Min_2 = 0.00 deg
Exc_Ane_Min_1 = 65.250 mm

' ***Exc_Ane_Min_2***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_2") = True
Exc_Ane_Min_3 = 0.00 deg

' ***Exc_Ane_Min_3***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_3") = True
Exc_Ane_Min_4 = 25 mm

' ***Exc_Ane_Min_4***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_4") = True

' ***Exc_Ane_Min_5***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_5") = True
Exc_Ane_Min_5 = 10 mm

' ***Exc_Ane_Min_6***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_6") = True
Exc_Ane_Min_6 = 10 mm

' ***Exc_Ane_Min_7***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_7") = True
Exc_Ane_Min_7 = 2 mm

' ***Exc_Ane_Min_8***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_8") = True
Exc_Ane_Min_8 = 2 mm
```

```
        ' ***Exc_Ane_Min_9***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_9") = True
        Exc_Ane_Min_9 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_10***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_10") = True
        Exc_Ane_Min_10 = 2 mm

        ' ***Exc_Ane_Min_11***
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_11") = True

InventorVb.DocumentUpdate()

Parameter.UpdateAfterChange = True

End If

InventorVb.DocumentUpdate()
Parameter.UpdateAfterChange = True
```

III – Parametrização Realizada Para a Palma Completa

- Rule "Palma Completa"

```
If Tipo = "Completa" Then

        '   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****

        ' ***Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("Exc_Polegar") = False
        Exc_Polegar_1 = 0.00 deg
        Exc_Polegar = 71.750 mm

        ' ***DF1_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF1_Exc_Polegar") = False

        ' ***DF2_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF2_Exc_Polegar") = False

        ' ***DF3_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF3_Exc_Polegar") = False

        ' ***DF4_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF4_Exc_Polegar") = False

        ' ***DF5_Exc_Polegar***
        Feature.IsActive("DF5_Exc_Polegar") = False
```

```
' ***DF6_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF6_Exc_Polegar") = False

' ***DF7_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF7_Exc_Polegar") = False

' ***DF8_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF8_Exc_Polegar") = False

' ***F1_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F1_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_2 = 1 mm

' ***Base_Polegar***
Feature.IsActive("Base_Polegar") = False
Exc_Polegar_4 = 360 mm
Exc_Polegar_3 = 400 mm
Exc_Polegar_5 = 0.00 deg

' ***DF9_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("DF9_Exc_Polegar") = False

' ***F2_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F2_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_6 = 5 mm

' ***Delete Face106***
Feature.IsActive("Delete Face106") = False

' ***F3_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F3_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_7 = 2 mm

' ***F4_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F4_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_8 = 3 mm

' ***F5_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F5_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_9 = 3 mm

' ***F6_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F6_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_10 = 1 mm

' ***F7_Exc_Polegar***
Feature.IsActive("F7_Exc_Polegar") = False
Exc_Polegar_11 = 0.5 mm

' ***DF10_Exc_Polegar***
```

```
Feature.IsActive("DF10_Exc_Polegar") = False


'   *****   INDICADOR - MÉDIO   *****

' ***Exc_Ind_Med_1***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_1") = False
Exc_Ind_Med_2 = 0.00 deg
Exc_Ind_Med_1 = 92.000 mm

' ***Exc_Ind_Med_2***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_2") = False
Exc_Ind_Med_3 = 0.00 deg

' ***Exc_Ind_Med_3***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_3") = False
Exc_Ind_Med_4 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_4***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_4") = False

' ***Exc_Ind_Med_5***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_5") = False
Exc_Ind_Med_5 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_6***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_6") = False
Exc_Ind_Med_6 = 20 mm

' ***Exc_Ind_Med_7***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_7") = False
Exc_Ind_Med_7 = 0.5 mm

' ***Exc_Ind_Med_8***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_8") = False
Exc_Ind_Med_8 = 10 mm

' ***Exc_Ind_Med_9***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_9") = False
Exc_Ind_Med_9 = 1 mm

' ***Exc_Ind_Med_10***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_10") = False
Exc_Ind_Med_10 = 1 mm

' ***Exc_Ind_Med_11***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_11") = False
Exc_Ind_Med_11 = 3 mm

' ***Exc_Ind_Med_12***
```

```
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_12") = False
Exc_Ind_Med_12 = 3 mm

' ***Exc_Ind_Med_13***
Feature.IsActive("Exc_Ind_Med_13") = False


'   *****   ANELAR - MÍNIMO   *****

' ***Exc_Ane_Min_1***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_1") = False
Exc_Ane_Min_2 = 0.00 deg
Exc_Ane_Min_1 = 65.250 mm

' ***Exc_Ane_Min_2***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_2") = False
Exc_Ane_Min_3 = 0.00 deg

' ***Exc_Ane_Min_3***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_3") = False
Exc_Ane_Min_4 = 25 mm

' ***Exc_Ane_Min_4***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_4") = False

' ***Exc_Ane_Min_5***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_5") = False
Exc_Ane_Min_5 = 10 mm

' ***Exc_Ane_Min_6***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_6") = False
Exc_Ane_Min_6 = 10 mm

' ***Exc_Ane_Min_7***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_7") = False
Exc_Ane_Min_7 = 2 mm

' ***Exc_Ane_Min_8***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_8") = False
Exc_Ane_Min_8 = 2 mm

' ***Exc_Ane_Min_9***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_9") = False
Exc_Ane_Min_9 = 2 mm

' ***Exc_Ane_Min_10***
Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_10") = False
Exc_Ane_Min_10 = 2 mm

' ***Exc_Ane_Min_11***
```

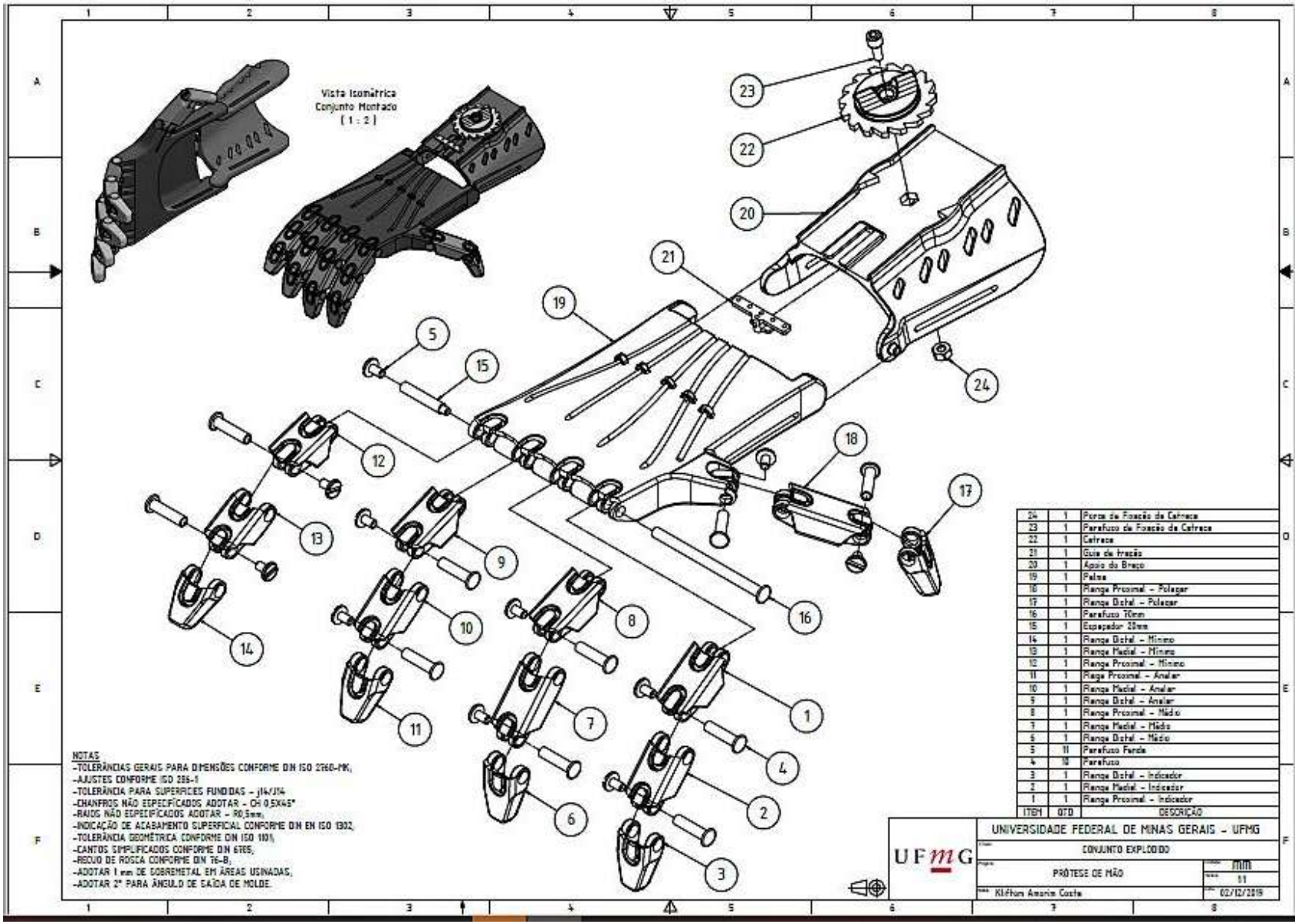
```
        Feature.IsActive("Exc_Ane_Min_11") = False

InventorVb.DocumentUpdate()

Parameter.UpdateAfterChange = True

End If

InventorVb.DocumentUpdate()

Parameter.UpdateAfterChange = True
```

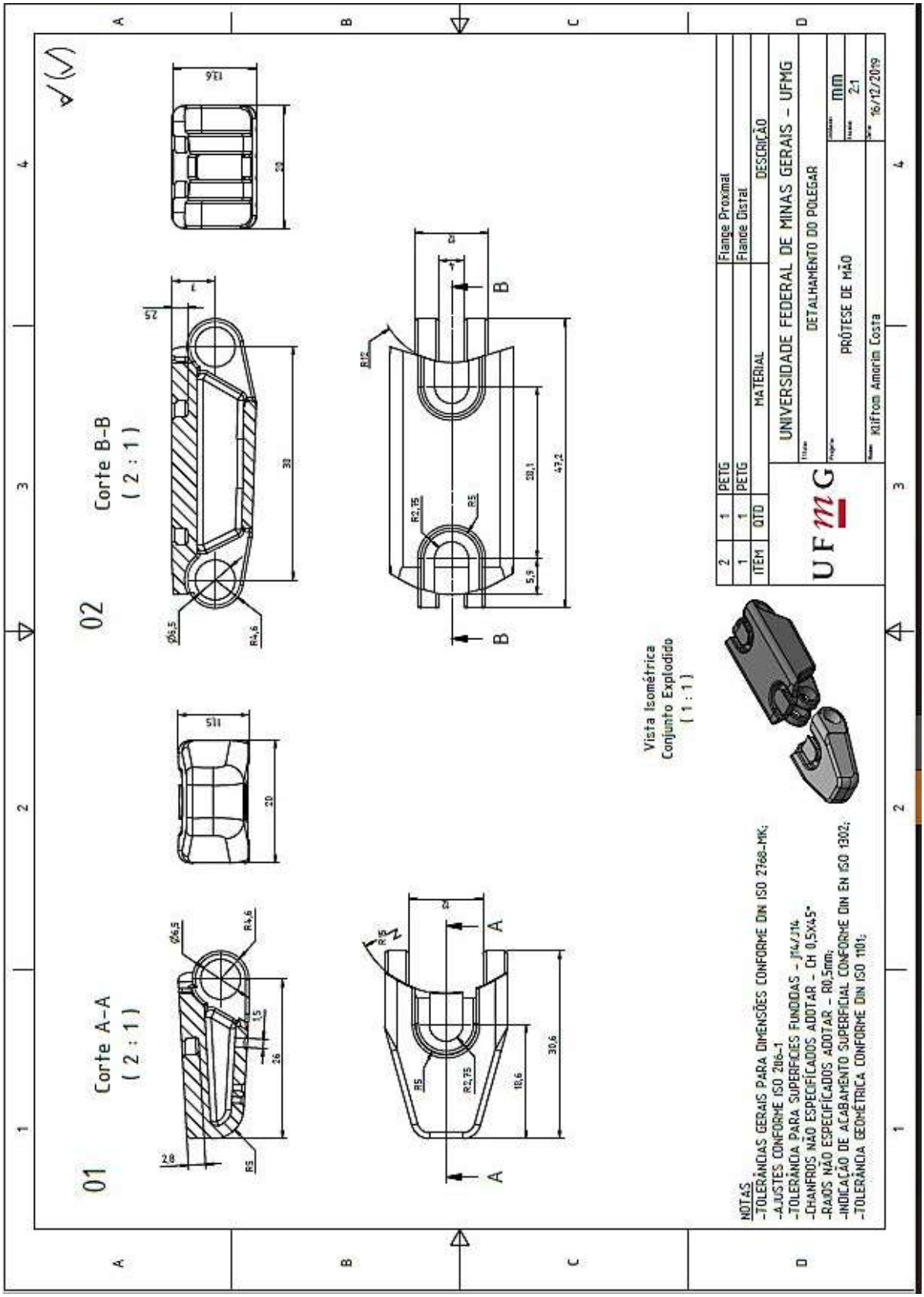
IV – Parametrização da Palma Para Indicação do Tipo de Amputação

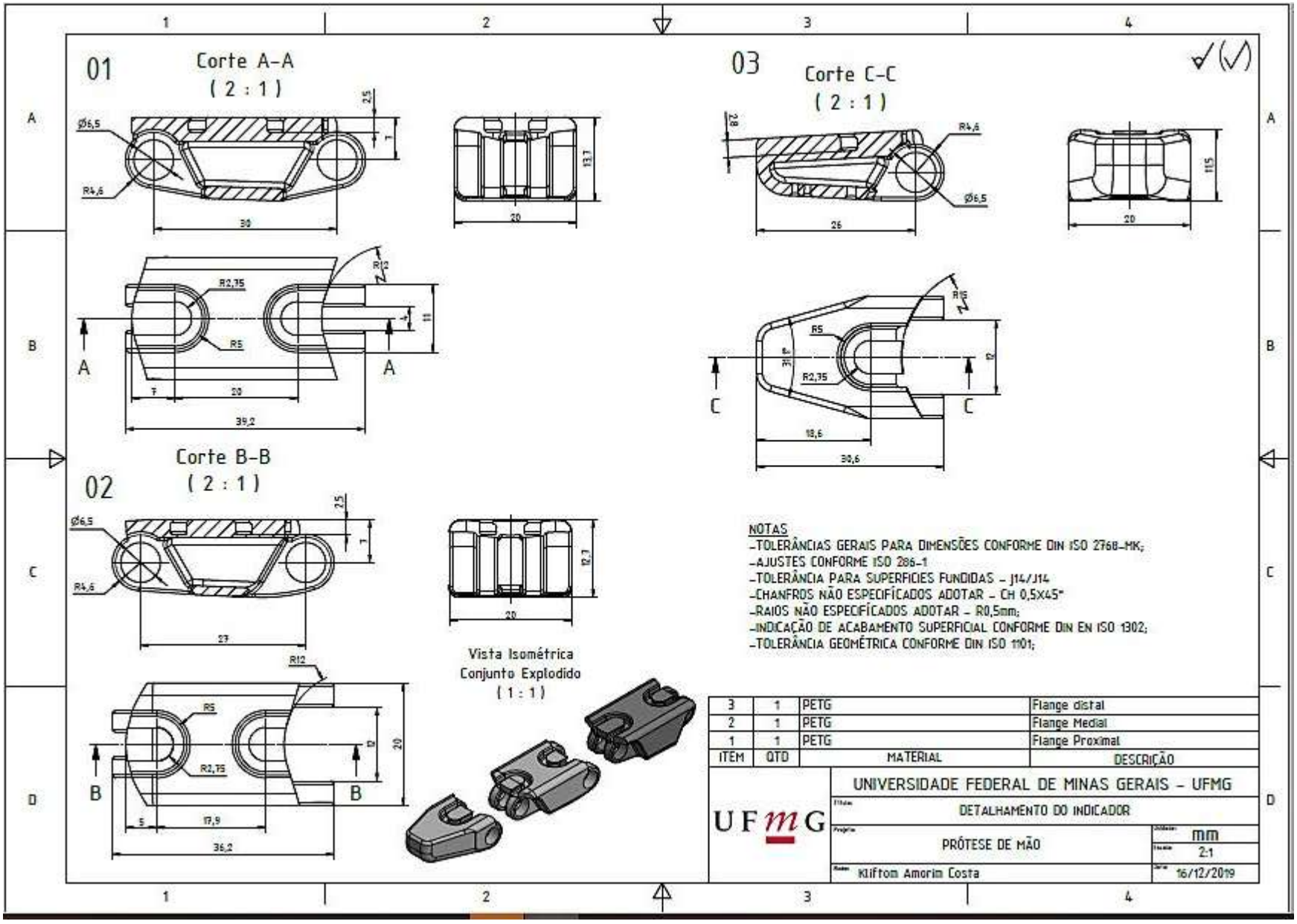
- Rule "Palma"

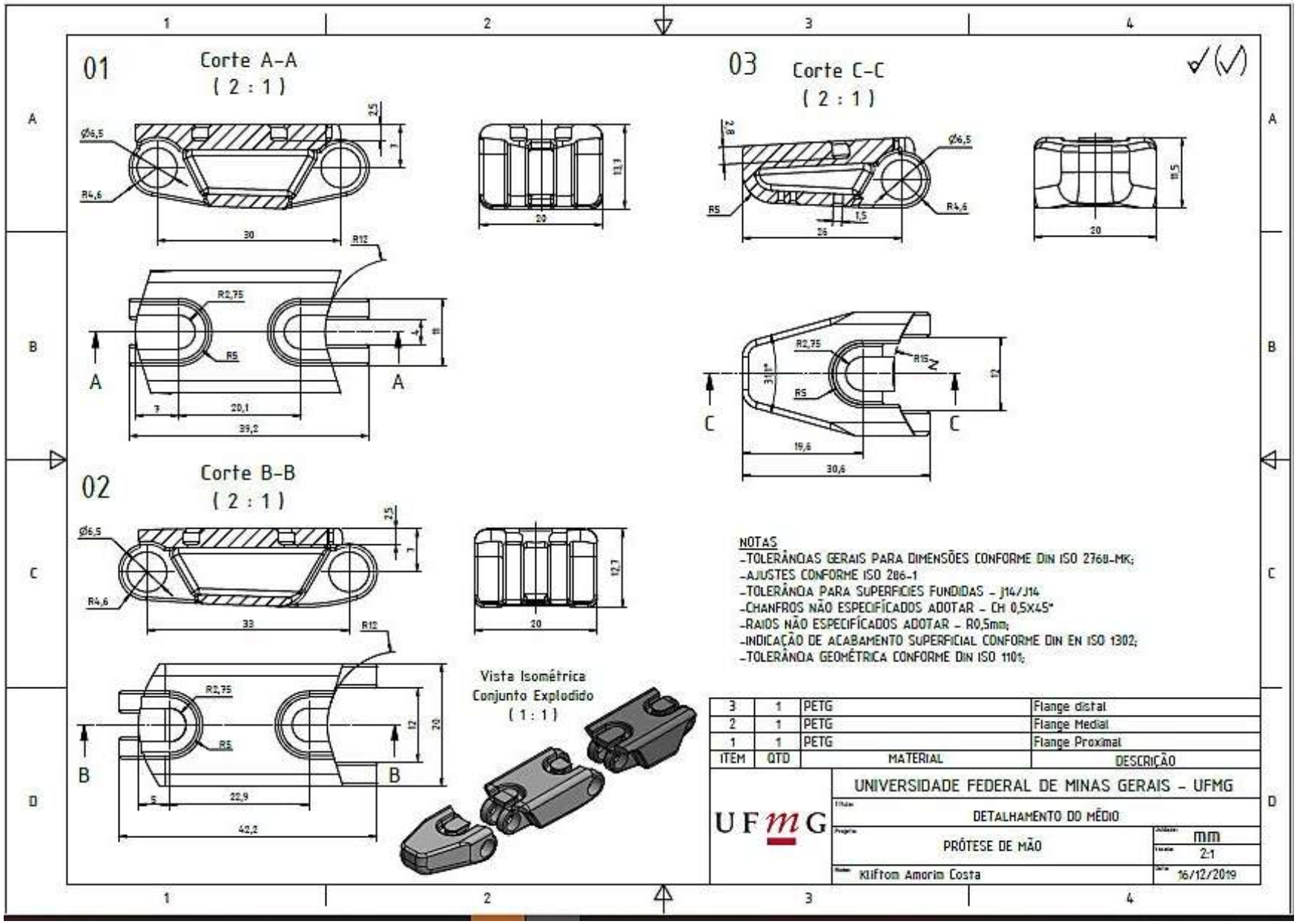
```
'Código para suprimir dedos e modelagem da palma para o tipo de amputação
1
'Suprimir os dedos indicador, médio, anelar e mínimo

If Palma = 1 Then
        Tipo = "Polegar"

'Código para suprimir dedos e modelagem da palma para o tipo de amputação
2
'Suprimir os dedos indicar, médio e o polegar

ElseIf Palma = 2 Then
        Tipo = "Indicador-Médio"

'Código para suprimir dedos e modelagem da palma para o tipo de amputação
3
'Suprimir os dedos anelar, mínimo e o polegar

ElseIf Palma = 3 Then
        Tipo = "Anelar-Mínimo"

'Retirar as supressões para ter a prótese para uma amputação completa de
mão

ElseIf Palma = 4 Then
        Tipo = "Completa"

End If
```

Apêndice C – 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 SUPERFICIES FUNDIDAS - 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,
-CANTOS SIMPLIFICADOS CONFORME DIN 6785,
-RECUO DE ROSCA CONFORME DIN 76-B,
-ADOTAR 1 mm DE SOBREMETAL EM ÁREAS USINADAS,
-ADOTAR 2° PARA ÂNGULO DE SAÍDA DE MOLDE.
24 1 Porca de Fixação da Catraca
23 1 Parafuso de Fixação da Catraca
22 1 Catraca
21 1 Guia de fração
20 1 Apoio do Braço
19 1 Palma
18 1 Ranga Proximal - Polegar
17 1 Ranga Distal - Polegar
16 1 Parafuso 70mm
15 1 Espaçador 28mm
14 1 Ranga Distal - Mínimo
13 1 Ranga Medial - Mínimo
12 1 Ranga Proximal - Mínimo
11 1 Ranga Proximal - Anelar
10 1 Ranga Medial - Anelar
9 1 Ranga Distal - Anelar
8 1 Ranga Proximal - Médio
7 1 Ranga Medial - Médio
6 1 Ranga Distal - Médio
5 11 Parafuso Fenda
4 10 Parafuso
3 1 Ranga Distal - Indicador
2 1 Ranga Medial - Indicador
1 1 Ranga Proximal - Indicador
ITEM QTD DESCRIÇÃO
UFMG
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG
CONJUNTO EXPLODIDO
PRÓTESE DE MÃO
mm
A1
Kléfton Amorim Costa
02/12/2019

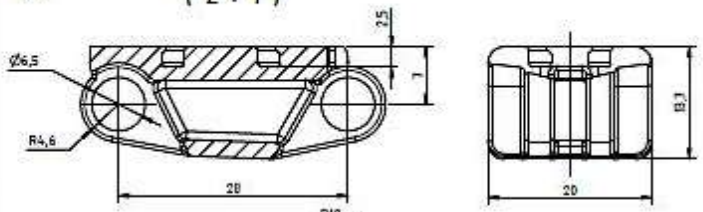

01
Corte A-A
(2 : 1)
02
Corte B-B
(2 : 1)
Vista Isométrica
Conjunto Explodido
(1 : 1)
NOTAS
-TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK;
-AJUSTES CONFORME ISO 286-1
-TOLERÂNCIA PARA SUPERFÍCIES FUNDIDAS - JT4/JT4
-CHANFROS NÃO ESPECIFICADOS ADOTAR - CH 0,5X45°
-RAIOS NÃO ESPECIFICADOS ADOTAR - R0,5mm;
-INDICAÇÃO DE ACABAMENTO SUPERFICIAL CONFORME DIN EN ISO 1302;
-TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA CONFORME DIN ISO 1101;
ITEM
QTD
MATERIAL
DESCRIÇÃO
2
1
PETG
Flange Proximal
1
1
PETG
Flange Distal
UFMG
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG
DETALHAMENTO DO POLEGAR
PRÓTESE DE MÃO
mm
2:1
Kleiton Amorim Costa
16/12/2019

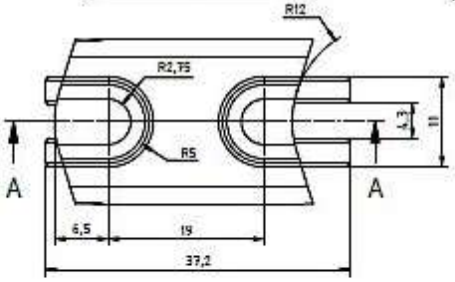

01
Corte A-A
(2 : 1)
Ø6,5
R4,6
2,5
7
30
13,7
20
03
Corte C-C
(2 : 1)
2,8
R4,6
Ø6,5
26
11,5
20
R2,75
R5
R12
11
4
A
A
7
20
39,2
R15
R5
31,8°
12
R2,75
C
C
18,6
30,6
02
Corte B-B
(2 : 1)
Ø6,5
R4,6
2,5
7
27
12,7
20
R12
R5
R2,75
12
20
B
B
5
17,9
36,2
Vista Isométrica
Conjunto Explodido
(1 : 1)
NOTAS
-TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK;
-AJUSTES CONFORME ISO 286-1
-TOLERÂNCIA PARA SUPERFICIES FUNDIDAS - 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;
3 | 1 | PETG | Flange distal
2 | 1 | PETG | Flange Medial
1 | 1 | PETG | Flange Proximal
ITEM | QTD | MATERIAL | DESCRIÇÃO
UFMG
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG
DETALHAMENTO DO INDICADOR
PRÓTESE DE MÃO
mm
2:1
Kliftom Amorim Costa
16/12/2019


01
Corte A-A
(2 : 1)
Ø6,5
R4,6
2,5
7
30
R12
R2,75
R5
4
8
A
A
3
20,1
39,2
20
12,1
02
Corte B-B
(2 : 1)
Ø6,5
R4,6
2,5
7
33
R12
R2,75
R5
12
20
B
B
5
22,9
42,2
20
12,1
03
Corte C-C
(2 : 1)
2,8
Ø6,5
R5
R4,6
1,5
26
20
11,5
R2,75
R15
R5
31,5°
12
C
C
19,6
30,6
Vista Isométrica
Conjunto Explodido
(1 : 1)
NOTAS
-TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK;
-AJUSTES CONFORME ISO 286-1
-TOLERÂNCIA PARA SUPERFÍCIES FUNDIDAS - J14/J14
-CHANFROS NÃO ESPECIFÍCADOS ADOTAR - CH 0,5X45°
-RAIOS NÃO ESPECIFÍCADOS ADOTAR - R0,5mm;
-INDICAÇÃO DE ACABAMENTO SUPERFICIAL CONFORME DIN EN ISO 1302;
-TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA CONFORME DIN ISO 1101;
3 1 PETG Flange distal
2 1 PETG Flange Medial
1 1 PETG Flange Proximal
ITEM QTD MATERIAL DESCRIÇÃO
UFMG
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG
DETALHAMENTO DO MÉDIO
PRÓTESE DE MÃO
mm
2:1
Kliftom Amorim Costa
16/12/2019

01

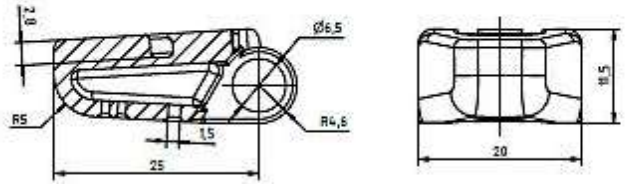
Corte A-A
(2 : 1)

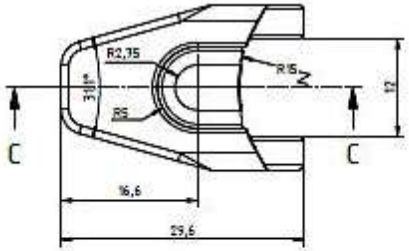




03

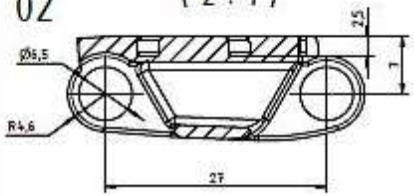
Corte C-C
(2 : 1)

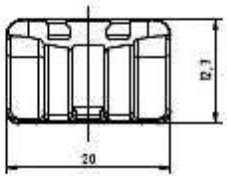


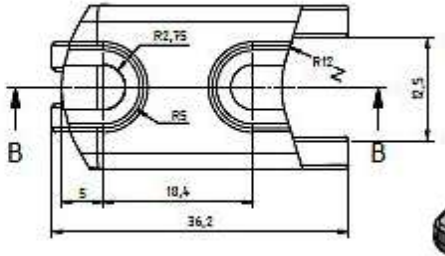


02

Corte B-B
(2 : 1)







Vista Isométrica
Conjunto Explodido
(1 : 1)

NOTAS
-TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK;
-AJUSTES CONFORME ISO 286-1
-TOLERÂNCIA PARA SUPERFICIES FUNDIDAS - JT14/JT14
-CHANFROS NÃO ESPECIFICADOS ADOTAR - CH 0,5X45°
-RAIOS NÃO ESPECIFÍCADOS 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

Título: DETALHAMENTO DO ANELAR

Projeto: PRÓTESE DE MÃO

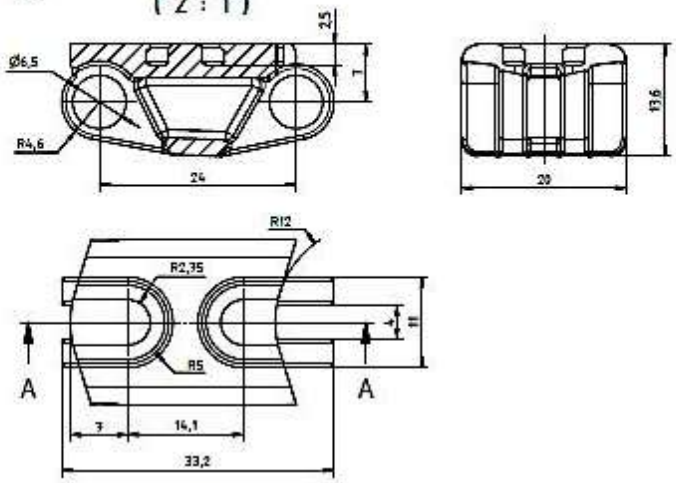
Unidades: mm

Escala: 2:1

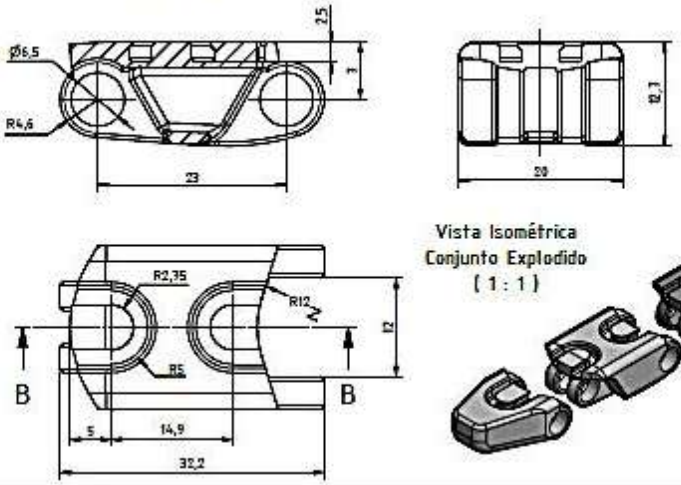
Autor: Kliftom Amorim Costa

Data: 16/12/2019

01 Corte A-A
(2 : 1)

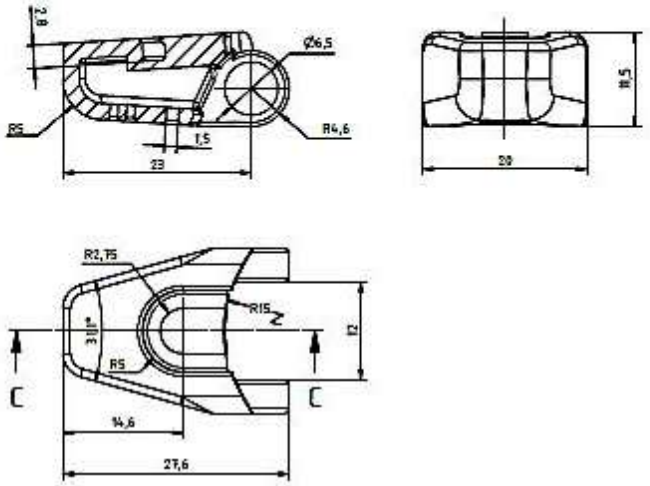


02 Corte B-B
(2 : 1)



Vista Isométrica
Conjunto Explodido
(1 : 1)

03 Corte C-C
(2 : 1)



NOTAS
-TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK;
-AJUSTES CONFORME ISO 286-1
-TOLERÂNCIA PARA SUPERFÍCIES FUNDIDAS – J14/J14
-CHANFROS NÃO ESPECIFÍCADOS ADOTAR – CH 0,5X45°
-RAIOS NÃO ESPECIFÍCADOS 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 MÍNIMO

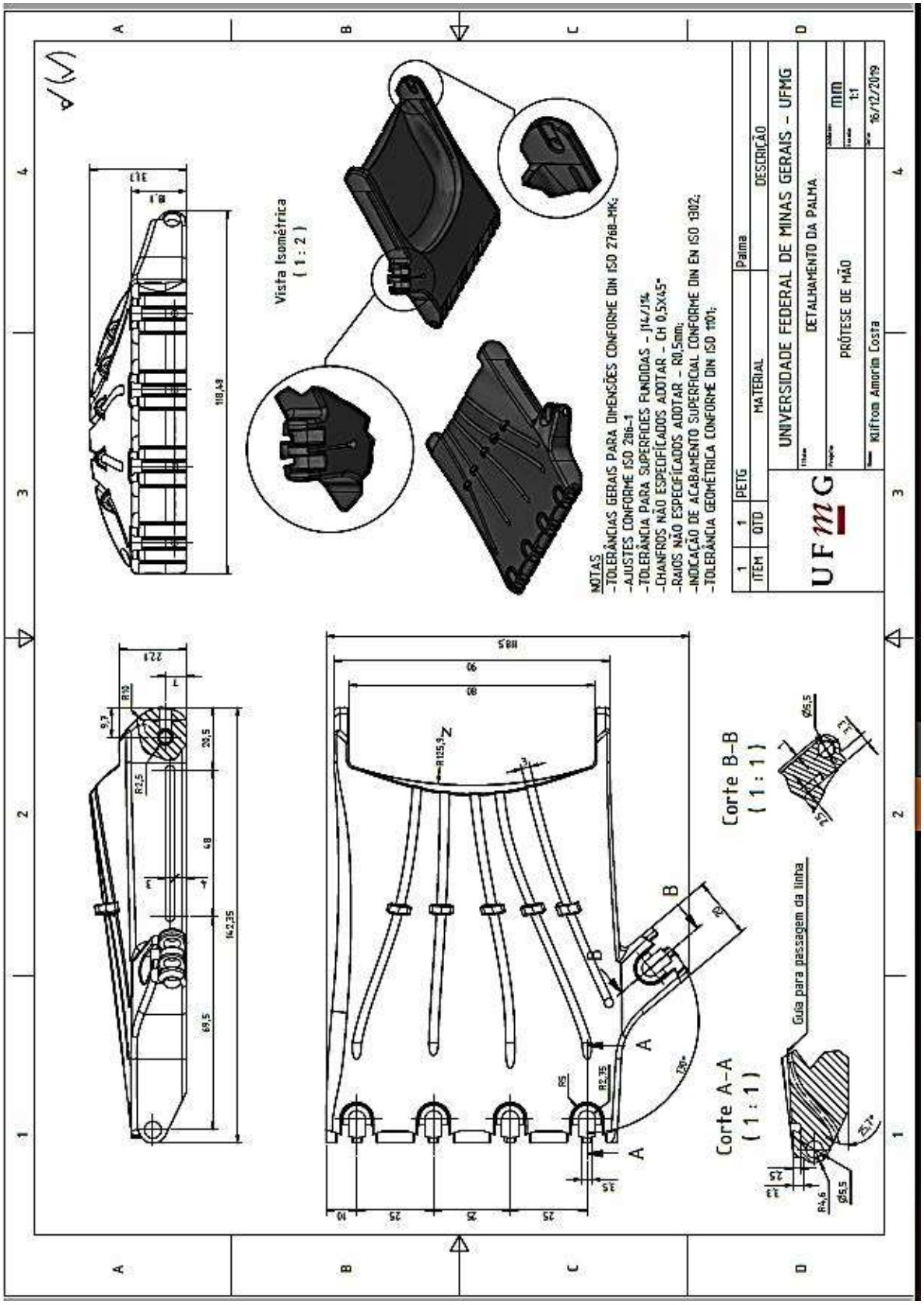
PRÓTESE DE MÃO

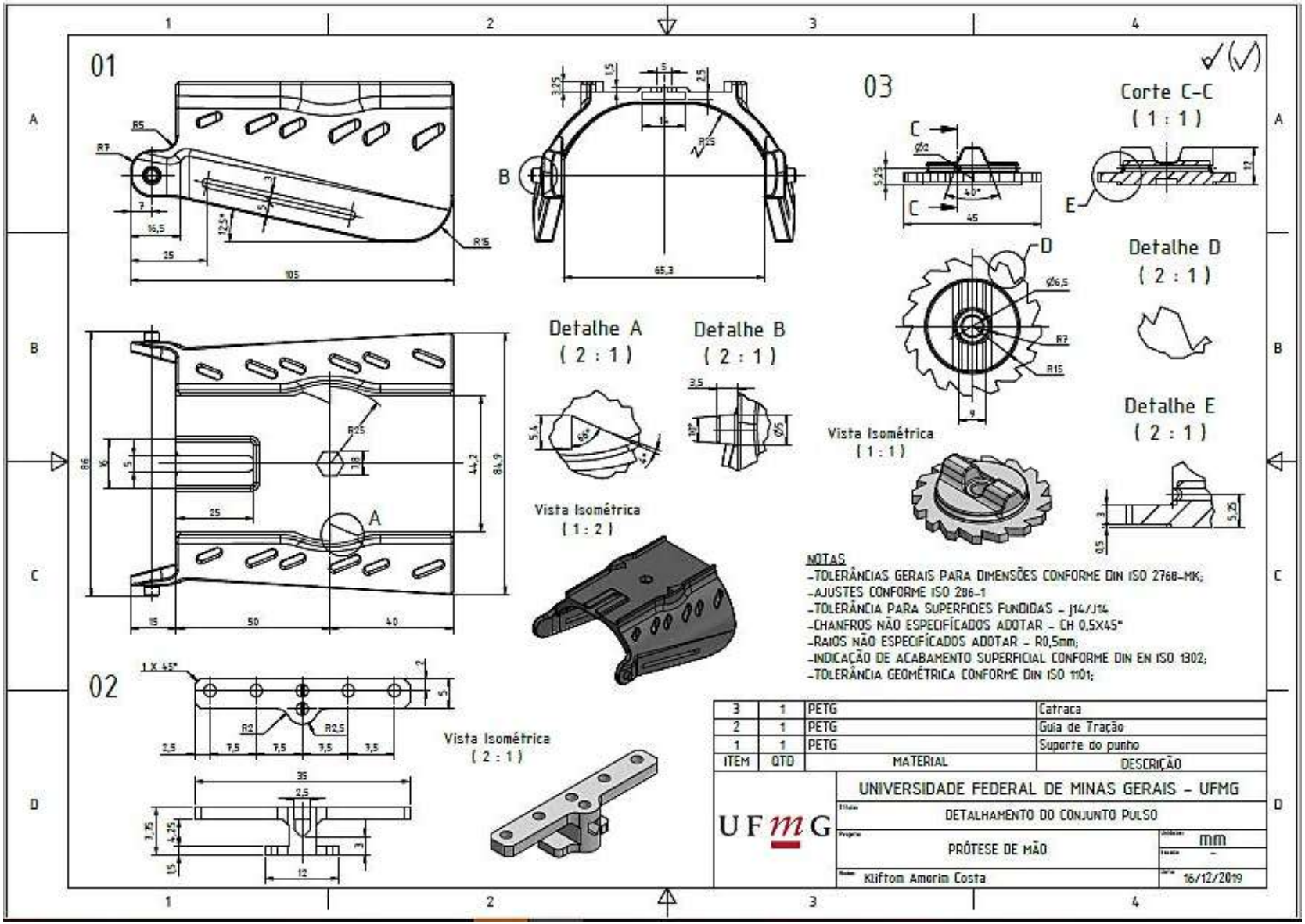
mm

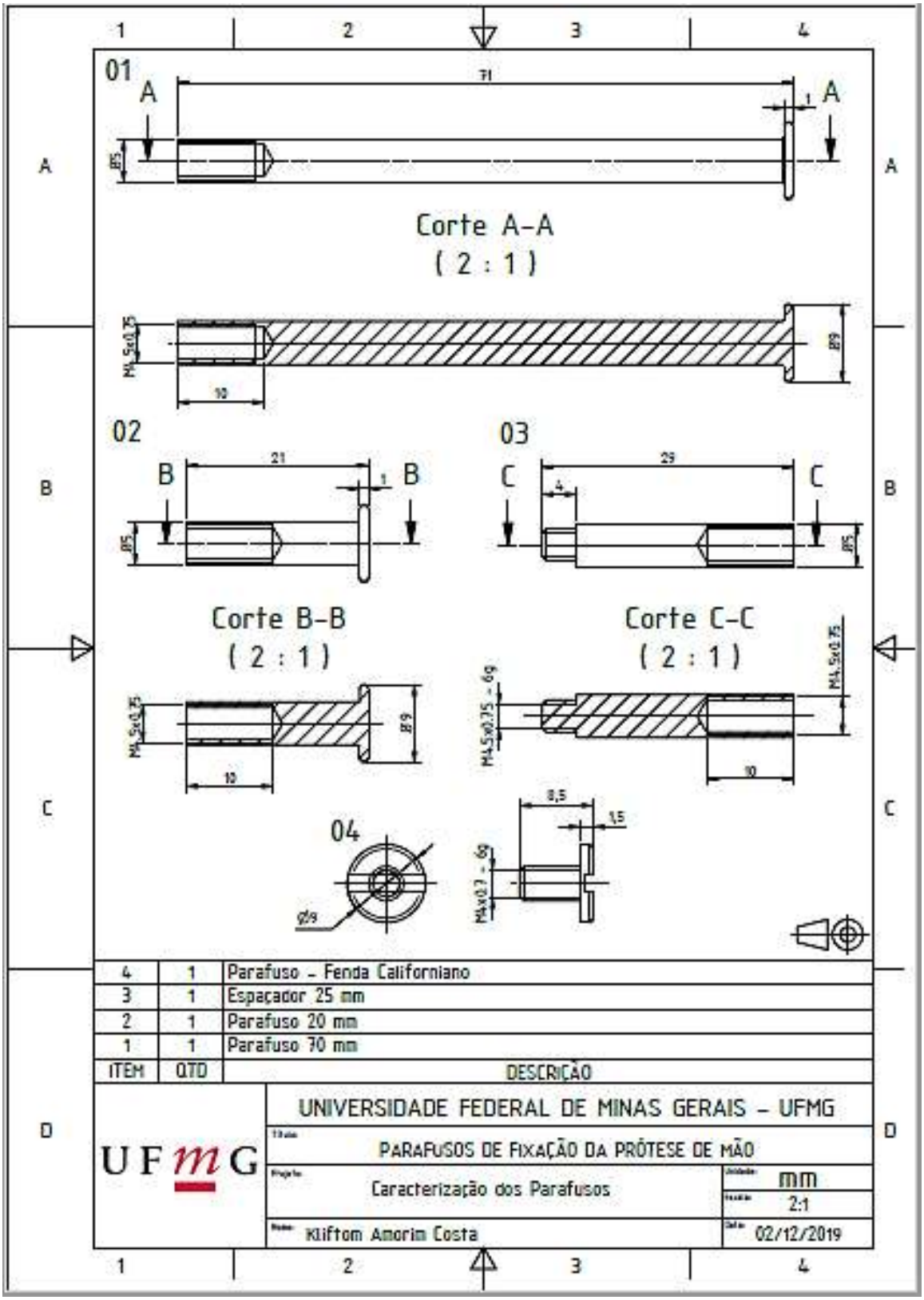
2:1

Kliftom Amorim Costa

16/12/2019


Vista Isométrica
(1 : 2)
NOTAS
-TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK;
-AJUSTES CONFORME ISO 286-1
-TOLERÂNCIA PARA SUPERFÍCIES FUNDIDAS - JT4/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 1 QTD 1 PETG Palma
MATERIAL DESCRIÇÃO
UFMG
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG
DETALHAMENTO DA PALMA
PRÓTESE DE MÃO
mm
1:1
Kilfrom Amorim Costa
16/12/2019
Corte A-A
(1 : 1)
Corte B-B
(1 : 1)
Guia para passagem da linha


01
02
03
Corte C-C
(1 : 1)
Detalhe A
(2 : 1)
Detalhe B
(2 : 1)
Detalhe D
(2 : 1)
Detalhe E
(2 : 1)
Vista Isométrica
(1 : 2)
Vista Isométrica
(1 : 1)
Vista Isométrica
(2 : 1)
NOTAS
-TOLERÂNCIAS GERAIS PARA DIMENSÕES CONFORME DIN ISO 2768-MK;
-AJUSTES CONFORME ISO 286-1
-TOLERÂNCIA PARA SUPERFICIES FUNDIDAS - J14/J14
-CHANFROS NÃO ESPECIFÍCADOS ADOTAR - CH 0,5X45°
-RAIOS NÃO ESPECIFÍCADOS ADOTAR - R0,5mm;
-INDICAÇÃO DE ACABAMENTO SUPERFICIAL CONFORME DIN EN ISO 1302;
-TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA CONFORME DIN ISO 1101;
3 | 1 | PETG | Catraca
2 | 1 | PETG | Guia de Tração
1 | 1 | PETG | Suporte do punho
ITEM | QTD | MATERIAL | DESCRIÇÃO
UFMG
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG
DETALHAMENTO DO CONJUNTO PULSO
PRÓTESE DE MÃO
mm
Kliftom Amorim Costa
16/12/2019



ITEM	QTD	DESCRIÇÃO
4	1	Parafuso - Fenda Californiano
3	1	Espaçador 25 mm
2	1	Parafuso 20 mm
1	1	Parafuso 70 mm

UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG

PARAFUSOS DE FIXAÇÃO DA PRÓTESE DE MÃO

Caracterização dos Parafusos

mm

2:1

Kliftom Amorim Costa

02/12/2019