

Desenvolvimento de prótese do braço para amputados transradiais

Tiago Tomás Pinheiro

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Eletromecânica
(2^o ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor André Ferreira Costa Vieira
Coorientador: Prof. Doutor Pedro Miguel de Figueiredo Dinis Oliveira Gaspar

Outubro de 2021

Agradecimentos

Desejo exprimir os meus agradecimentos a todos aqueles que, de alguma forma, permitiram que esta tese se concretizasse.

Em primeiro lugar quero agradecer ao Prof. Doutor André Ferreira Costa Vieira, o meu orientador por ter acreditado nas minhas capacidades e que estaria à altura de realizar com sucesso um projeto deste nível, e quero agradecer ao meu coorientador Prof. Doutor Pedro Miguel de Figueiredo Dinis Oliveira Gaspar pelo apoio e pelas discussões de ideias que me ajudaram a levar este projeto a bom porto. Foi um desafio que me ajudou a crescer quanto como engenheiro e como pessoa, mostrando que com trabalho árduo, nada é impossível.

Quero agradecer ao Engenheiro João Pedro dos Santos Ferrão pelas dúvidas esclarecidas acerca do projeto e por me ter proporcionado bases suficientes para continuar a sua dissertação.

Não posso deixar de referir os colegas que a universidade me proporcionou e que atualmente considero meus amigos. Agradeço todos os momentos que passamos juntos, desde as pausas no trabalho de 5 minutos que passavam a ser horas, as noitadas, os convívios e todas as histórias que temos juntos, ficando para sempre nas nossas memórias. Desejo muito sucesso a todos, e espero que a vida sempre nos sorria.

Finalmente gostaria de expressar a minha eterna gratidão às pessoas mais importantes da minha vida, a minha família. Obrigado aos meus pais por me terem ensinado todos os valores que tenho hoje, por serem incansáveis, todos os sacrifícios realizados e por terem proporcionado todas as condições para que fosse possível ter chegado a este ponto, tenho a certeza de que este é um momento que ansiavam há muito tempo e com certeza estão muito felizes. Quero agradecer à minha irmã por sempre me ajudar no que era possível, e desejo-te boa sorte no teu percurso académico e de vida, vais superar todas as dificuldades que advêm. Por último quero agradecer aos meus primos, que para mim sempre foram como irmãos, por todos os bons momentos passados e pelo apoio dado desde o início deste meu percurso académico.

A todos os eus sinceros agradecimentos, estarei grato toda a minha vida.

Resumo

O corpo humano é constituído por um conjunto de órgãos que trabalham em sintonia para proporcionar bem-estar e autonomia às pessoas. A mão é sem dúvida um dos órgãos indispensáveis e dos principais impulsionadores da evolução humana. A possível perda de um membro desse género, iria provocar um enorme transtorno quer a nível físico na realização de tarefas, quer psicológico. Esta dissertação foi realizada com o intuito de dar continuidade a uma anteriormente iniciada pelo engenheiro João Ferrão, com o objetivo de dimensionar uma prótese transradial de baixo custo para que as pessoas que sofrem destes problemas, obtenham uma solução para estes melhorarem a sua qualidade de vida. Para tal, optou-se por adotar a tecnologia de impressão 3D para a produção dos componentes estruturais desta prótese, devido ao seu baixo custo e capacidade de produzir geometrias complexas que fornecem movimentos complexos independentemente da sua durabilidade. Inicialmente esta dissertação inicia-se com um breve resumo sobre a primeira iteração do braço robótico, para se formular o ponto de partida com as devidas críticas acerca da mesma. Chegou-se à conclusão que para este projeto, os componentes que o iriam constituir correspondia a servomotores MG92B para os atuadores, para o controlo utilizou-se o Arduino mega 2560, bateria Lipo de 4000 mAh com uma autonomia entre 92 e 166 minutos. Os movimentos que os dedos realizam, são possíveis devido à tração de cabos para o movimento de flexão, e para o movimento extensão foram utilizadas molas como tendões elásticos. Para os movimentos de adução/ abdução do braço e a interface de ligação com o utente e a prótese, o autor desenvolveu mecanismos da sua autoria. Na secção do projeto detalhado, o autor desenvolveu o projeto CAD de todos os componentes, sempre tendo em consideração as dimensões antropométricas humanas. Em suma, todos os componentes e mecanismos dimensionados, possibilitaram ao autor uma prótese melhorada a um preço acessível com um grau de funcionalidade considerável.

Palavras-chave

Prótese; Transradial; Mioelétrica; Iteração 2; CAD; Arduino; Servomotores; Impressão 3D; Projeto

Abstract

The human body is made up of a set of organs that work together in harmony to provide people with well-being and autonomy. The hand is without any doubt one of the most important organs to provide autonomy and the main driver of human evolution. The possible loss of such a member would cause an enormous inconvenience both physically in carrying out tasks, and psychologically. This dissertation was carried out in order to continue the one previously started by the engineer João Ferrão, with the objective of designing a low cost transradial prosthesis so that people who suffer from this kind of problems can obtain a solution to improve their quality of life. Therefore, it was decided to adopt 3D printing technology to produce structural components of this prosthesis, due to its low cost and ability to provide complex geometries and movements regardless of its durability. This dissertation begins with a brief summary about the first iteration of the robotic arm, in order to formulate the starting point with the necessary criticisms about it. It was concluded that for this project, the components that would be used, corresponded to MG92B servomotors for the actuators, for the control it was used the Arduino mega 2560, Lipo battery of 4000 mAh with an autonomy between 92 and 166 minutes. The movements that the fingers perform are possible due to the traction of cables for the flexion movement, and for the extension movement springs were used as elastic tendons. For the arm adduction/abduction movements and the connection interface between the user and the prosthesis, the author developed mechanisms of his own. In the detailed design section, the author developed the CAD design of all components, always considering human anthropometric dimensions. In short, all components and mechanisms allowed the author an improved prosthesis at an affordable price with a considerable degree of functionality.

Keywords

Prosthesis; Transradial; Myoelectric; Iteration 2; CAD; Arduino; Servomotors; 3D printing.

Índice

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	vii
Lista de Figuras	xii
Lista de Tabelas	xxii
Lista de Acrónimos.....	xxiv
1. Introdução	27
1.1 Motivação	27
1.2 Objetivos.....	29
1.3 Organização	29
2. Estado da Arte	31
2.1 Resumo da primeira iteração	31
2.2 Revisão da montagem.....	42
2.3 Teste dos movimentos	47
2.4 Observações e críticas da primeira iteração.....	51
3. Etapas de projeto.....	53
3.1 Identificação do problema.....	53
3.2 Especificações.....	54
3.2.1 Dados antropométricos	54
3.3 Projeto conceptual.....	55
3.3.1 Tipos de atuadores	55
3.3.2 Sistema mecânico para flexão dos dedos	61
3.3.3 Sistema mecânico para adução do polegar	74
3.3.4 Interface de ligação prótese/braço	81
3.3.5 Rotação do braço	94
3.4 Projeto de detalhe.....	99
3.4.1 Dedos.....	100
3.4.2 Polias	103
3.4.3 Polegar.....	105
3.4.4 Mão.....	106
3.4.5 Diferencial	109
3.4.6 Pulso	110

3.4.7	Antebraço	111
3.4.8	Mecanismo de bloqueio do movimento de pronação e supinação	116
3.4.9	Peças ilustrativas	117
3.4.10.	Parte elétrica	119
3.4.11.	Coefficientes de segurança	121
3.4.12.	Propriedades de impressão	122
3.5	Montagem.....	125
4.	Resultados e discussões	131
4.1	Teste da segunda iteração.....	132
5.	Conclusões e trabalhos futuros	145
5.1	Conclusões.....	145
5.2	Trabalhos futuros.....	148
ANEXOS	153
Anexo 1	154
Anexo 3	162
Anexo 4	166
Anexo 5	168
Anexo 6	170

Lista de Figuras

Figura 1: Tipos de próteses passivas (Ferrão, 2020)	32
Figura 2: Tipos de próteses ativas (Ferrão, 2020)	33
Figura 3: Protótipo da ponta distal de um dedo (Ferrão, 2020)	35
Figura 4: Sistema de correia do polegar (Ferrão, 2020)	36
Figura 5: Mecanismo de acoplamento entre o servomotor e a correia (Ferrão, 2020)	36
Figura 6: Polia abdução/adução do polegar (Ferrão, 2020)	37
Figura 7: Sistema de ligação servomotor/ polia (Ferrão, 2020)	37
Figura 8: Pistas das polias (Ferrão, 2020)	37
Figura 9: Peça de encaixe do dedo anelar (Ferrão, 2020)	38
Figura 10: Interior da mão (Ferrão, 2020)	38
Figura 11: Mão (vista exterior) (Ferrão, 2020)	39
Figura 12: Pulso (Ferrão, 2020)	39
Figura 13: Secção do antebraço responsável pelo resguardo dos servomotores (Ferrão, 2020)	39
Figura 14: Secção do antebraço responsável por conter a bateria e o Arduino (Ferrão, 2020)	40
Figura 15: Desenho externo do conjunto (Ferrão, 2020)	40
Figura 16: Desenho interno do conjunto (Ferrão, 2020)	41
Figura 17: Impressora Artillery Sidewinder X1	42
Figura 18: Esquema do cálculo da correia	45
Figura 19: Protoshield soldado	46
Figura 20: Ligações entre servomotores, Protoshield e Arduino	46
Figura 21: Código Arduino (iteração 1)	47

Figura 22: Teste mão aberta/ mão fechada.....	48
Figura 23: Teste garrafa de iogurte	49
Figura 24: Teste caixa de comprimidos.....	49
Figura 25: Teste peça de fruta.....	50
Figura 26: Teste do copo	50
Figura 27: Dimensões antropométricas de um adulto (Tilley, 1993)	54
Figura 28: Constituintes de um servomotor	57
Figura 29: Motor de passo	58
Figura 30: Motor de corrente contínua.....	59
Figura 31: dimensões do servomotor MG92B.....	61
Figura 32: Servomotor MG92B.....	61
Figura 33: Esquema de dedo (Gopura & Bandara, 2018)	62
Figura 34: Esquema de auto adaptação (Gopura & Bandara, 2018)	63
Figura 35: Explicação do esquema desenvolvido (Xu et al., 2015).....	64
Figura 36: Mecanismo de diferencial desenvolvido por (Weiner et al., 2018)	65
Figura 37: Implementação do mecanismo desenvolvido por (Weiner et al., 2018)	66
Figura 38: Mecanismo desenvolvido por (Chang et al., 2004).....	67
Figura 39: Constituintes do sistema (Chang et al., 2004).....	67
Figura 40: Esquema de mecanismo por (Jones & Stopforth, 2016).....	68
Figura 41: Componentes do mecanismo (Jones & Stopforth, 2016)	69
Figura 42: Posicionamento dos motores (Jones & Stopforth, 2016).....	69
Figura 43: Esquema de (Fajardo et al., 2020)	70
Figura 44: Posicionamento dos cabos (Fajardo et al., 2020).....	71

Figura 45: Solução proposta por (Liow et al., 2019)	71
Figura 46: Esquema de dedo (Hussein, 2014)	72
Figura 47: Posicionamento dos tendões (Hussein, 2014)	73
Figura 48: Mecanismo de (Fajardo et al., 2020).....	75
Figura 49: Mecanismo desenvolvido por (Yong et al., 2019)	76
Figura 50: Posicionamento do motor (Yong et al., 2019).....	77
Figura 51: Mecanismo desenvolvido por (Gopura & Bandara, 2018)	77
Figura 52: Sistema desenvolvido por (Dechev et al., 2001)	78
Figura 53: Alcance dos movimentos (Dechev et al., 2001).....	79
Figura 54: Polegar desenvolvido por (Losier et al., 2011).....	79
Figura 55: Métodos de fixação de próteses.....	82
Figura 56: Osseointegração (Almeida, 2018)	83
Figura 57: Osseointegração cicatrizada	84
Figura 58: Esquema do método de suspensão	85
Figura 59: Níveis de amortecimento (Saraiva, 2016)	86
Figura 60: Exemplo de manga utilizada no método de suspensão	86
Figura 61: Esquema de suspensão com arnês	87
Figura 62: Liners utilizados no método por arnês	88
Figura 63: Utilizador do método de fixação por arnês	88
Figura 64: Diferentes aplicações do BOA Fit System	90
Figura 65: Método de utilização (BoaFitSystem, 2021).....	90
Figura 66: Hero Arm/ (BoaFitSystem, 2021).....	91
Figura 67: Reebok The Pump	92

Figura 68: Esquema do mecanismo de fixação desenvolvido pelo autor	93
Figura 69: Supinação e pronação	95
Figura 70: Primeira opção para o mecanismo de rotação	96
Figura 71: Segunda opção para o mecanismo de rotação	97
Figura 72: Terceira opção para o mecanismo de rotação	98
Figura 73: Quarta opção para o mecanismo de rotação	98
Figura 74: Montagem das falanges	100
Figura 75: Ligação entre os dedos e a mão	101
Figura 76: Falanges + ligação à mão.....	101
Figura 77: Dedo com batentes instalados.....	101
Figura 78: Aumento de atrito.....	102
Figura 79: Montagem final do dedo (vista 1)	102
Figura 80: Montagem final do dedo (vista 2)	103
Figura 81: Polia utilizada.....	103
Figura 82: Montagem da polia.....	105
Figura 83: Montagem do polegar	105
Figura 84: Conjunto polegar	106
Figura 85: Conjunto mão (vista 1)	106
Figura 86: Conjunto mão (vista 2).....	107
Figura 87: Peças constituintes da mão	108
Figura 88: Interior da peça intermédia da mão.....	108
Figura 89: Encaixe da ligação dos dedos.....	109
Figura 90: Mecanismo diferencial.....	110

Figura 91: Pulso.....	110
Figura 92: Apoios dos servomotores.....	111
Figura 93: Parte proximal do antebraço (vista 1).....	112
Figura 94: Parte proximal do antebraço (vista 2).....	112
Figura 95: Apoio do motor.....	113
Figura 96: Parte 2 do Antebraço (peça 1).....	113
Figura 97: Parte 2 do Antebraço (peça 2).....	114
Figura 98: Parte distal do antebraço (vista 1).....	114
Figura 99: Parte distal do antebraço (vista 2).....	115
Figura 100: Tampa da bateria.....	115
Figura 101: Vista exterior do mecanismo de bloqueio do movimento de pronação e supinação do antebraço.....	116
Figura 102: Interior do mecanismo de bloqueio dos movimentos de pronação e supinação do antebraço.....	117
Figura 103: Mecanismo de bloqueio dos movimentos de pronação e supinação do antebraço, ativado.....	117
Figura 104: Servomotor MG92B.....	118
Figura 105: Bateria lipo.....	118
Figura 106: Arduíno Mega 2560.....	118
Figura 107: Circuito impresso.....	119
Figura 108: Conversor DC-DC Boost.....	119
Figura 109: Desenho 3D do conjunto final (vista 1).....	126
Figura 110: Desenho 3D do conjunto final (vista 2).....	127
Figura 111: Desenho 3D do conjunto final (vista 3).....	128

Figura 112: Vista 3D do conjunto final (vista 4).....	129
Figura 113: Código Arduíno utilizada na segunda iteração	133
Figura 114: Posição de repouso da mão.....	134
Figura 115: Teste do polegar.....	134
Figura 116: Teste do dedo indicador	135
Figura 117: Teste do dedo médio.....	135
Figura 118: Teste dos dedos anelar e mindinho	136
Figura 119: Teste de rotação do braço	136
Figura 120: Teste da Caneta.....	137
Figura 121: Teste da ferramenta	137
Figura 122: Teste da caixa de comprimidos	138
Figura 123: Teste da fita cola	138
Figura 124: Teste da Garrafa.....	138
Figura 125: Teste tampa de garrafa	139
Figura 126: Teste do ovo	139
Figura 127: Teste da fruta.....	139
Figura 128: Teste de diferentes tipos de copos	140
Figura 129: Vista interior do resultado final	142
Figura 130: Componentes do resultado final	143
Figura 131: Checkpoint de montagem passo 8.....	155
Figura 132: Checkpoint de montagem passo 13.....	156
Figura 133: Checkpoint de montagem passo 16.....	156
Figura 134: Checkpoint de montagem passo 18.....	157

Figura 135: Checkpoint de montagem passo 19	157
Figura 136: Checkpoint de montagem passo 20	157
Figura 137: Checkpoint de montagem passo 21	158
Figura 138: Checkpoint de montagem passo 22	158
Figura 139: Checkpoint de montagem passo 27.....	159
Figura 140: Checkpoint de montagem passo 30	159
Figura 141: Checkpoint de montagem passo 35	160
Figura 142: Checkpoint de montagem passo 36.....	160
Figura 143: Checkpoint de montagem passo 37.....	160
Figura 144: Checkpoint de montagem passo 46	161
Figura 145: Esquema elétrico	167
Figura 146: Circuito impresso	169
Figura 147: Desenho de execução - Antebraço Peça1.....	171
Figura 148: Desenho de execução – Antebraço peça 2	172
Figura 149: Desenho de execução – Antebraço peça 3	173
Figura 150: Desenho de execução – Antebraço peça 4	174
Figura 151: Desenho de execução – Pulso	175
Figura 152: Desenho de execução - Apoio do motor	176
Figura 153: Desenho de execução - Ponta indicador/anelar	177
Figura 154: Desenho de execução - Peça intermédia indicador/anelar	178
Figura 155: Desenho de execução - peça ligação anelar - mão	179
Figura 156: Desenho de execução - Peça ligação indicador - mão	180
Figura 157: Desenho de execução - Batentes indicador/anelar	181

Figura 158: Desenho de execução - Aumento de atrito indicador/anelar	182
Figura 159: Desenho de execução - Ponta dedo médio	183
Figura 160: Desenho de execução - Peça intermédia dedo médio.....	184
Figura 161. Desenho de execução - Peça de ligação dedo médio/mão	185
Figura 162: Desenho de execução - Batente dedo médio	186
Figura 163: Desenho de execução - Aumento de atrito dedo médio.....	187
Figura 164: Desenho de execução - Ponta dedo mindinho	188
Figura 165: Desenho de execução - Peça intermédia dedo mindinho	189
Figura 166: Desenho de execução - Peça de ligação dedo mindinho - mão	190
Figura 167: Desenho de execução - Batente dedo mindinho	191
Figura 168: Desenho de execução - Aumento de atrito do dedo mindinho	192
Figura 169: Desenho de execução - Corpo do polegar.....	193
Figura 170: Desenho de execução - Aumento de atrito polegar.....	194
Figura 171: Desenho de execução - Tampa diferencial	195
Figura 172: Desenho de execução - Roldana diferencial	196
Figura 173: Desenho de execução - Botão cavilha	197
Figura 174: Desenho de execução - Cavilha	198
Figura 175: Desenho de execução - Guia cavilha	199
Figura 176: Desenho de execução - Ponta cavilha	200
Figura 177: Desenho de execução - Polia flexão dos dedos	201
Figura 178: Desenho de execução - Tampa da bateria	202
Figura 179: Desenho de execução - Peça superior da mão.....	203
Figura 180: Desenho de execução - Palma da mão.....	204

Figura 181: Desenho de execução - Peça intermédia da mão (vista 1).....	205
Figura 182: Peça intermédia da mão (vista 2).....	206

Lista de Tabelas

Tabela 1: Configurações de impressão	43
Tabela 2: Peças originais/ Peças alteradas	44
Tabela 3: Ângulo descrito pelos servomotores	51
Tabela 4: Relação da dimensão dos dedos	55
Tabela 5: Matriz de decisão (seleção do atuador)	60
Tabela 6: Matriz de decisão para o mecanismo dos movimentos de flexão e extensão dos dedos	74
Tabela 7: Matriz de decisão para o mecanismo dos movimentos de adução e abdução do polegar .	80
Tabela 8: Matriz de decisão da interface de ligação prótese/ membro remanescente	94
Tabela 9: Matriz de decisão para os mecanismos de rotação da mão.....	99
Tabela 10: Especificações do cabo.....	121
Tabela 11: Configuração de impressão (iteração 2).....	123
Tabela 12: Especificações de impressão para cada peça	124
Tabela 13: Ângulos descritos pelos motores	140
Tabela 14: Lista de material.....	163

Lista de Acrónimos

CAD	Desenho assistido por computador
mm	Milímetro
Cm	Centímetro
Kg	Quilograma
rad	Radianos
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modelação por largura de pulso)
IFP	Articulação interfalângica proximal
IFD	Articulação interfalângica distal
V	Diferença de potencial
R	Raio
D	Diâmetro da polia 1
d	Diâmetro da polia 2
C	Distância entre o centro das polias
θD	Comprimento de contacto entre a correia e a polia 1
θd	Comprimento de contacto entre a correia e a polia 2
L	Comprimento da correia
GND	Neutro (terra)
DC	Corrente contínua
DEM	Directorate of medical education
N.m	Binário
I	Corrente
P	Potência
P_{out}	Potência de saída
P_{in}	Potência de entrada
t	Tempo
CS	Coefficiente de segurança

Capítulo 1

1. Introdução

Esta dissertação inicia-se com este primeiro capítulo, onde se dá uma breve introdução acerca do cenário onde as próteses transradiais mioelétricas se encontram atualmente no mercado e na sociedade, salientando os motivos que levaram o engenheiro a debater-se sobre este tema, explicitando também os objetivos pretendidos no final deste trabalho assim como trabalhos futuros. Para concluir este capítulo, é descrita a forma que o autor achou porventura a mais adequada para organizar esta dissertação, fazendo um conciso resumo sobre as temáticas que cada capítulo aborda.

1.1 Motivação

As pessoas em geral tomam o seu corpo por garantido, sem pôr em perspectiva a possível perda um membro ou partes dele, levando a uma grande dor e transtorno na realização de tarefas normais quotidianas. Traumas físicos, doenças vasculares, problemas congénitos, entres outros, são as razões que ano após ano levam ao aumento do número de amputados em todo o mundo, daí a necessidade da criação e desenvolvimento de tecnologias capazes de melhorar a qualidade de vida destas pessoas (Afonso et al., 2009).

A possibilidade de substituir partes mutiladas do corpo humano por componentes inorgânicos, para preencher as lacunas provenientes das amputações, parece algo retirado de um filme de ficção científica, mas graças aos avanços tecnológicos no decorrer dos anos, estes já nos possibilitam meios para se produzir componentes de modo a substituir os membros ocultos de modo eficiente, por elementos inteiramente mecânicos ou eletromecânicos, sendo que os membros artificiais constituídos por elementos eletromecânicos, recorrendo ao correto dimensionamento de atuadores, sensores e outros componentes eletrónicos, onde novas soluções permitem maior compatibilidade, ao aproximar o mais possível o tamanho, peso, movimentos e funcionalidade da prótese, ao membro omitido (Cordella et al., 2016; Kruk, 2017).

As próteses constituídas por elementos eletromecânicos são as mais desejadas pelo necessitados em geral, pois estas possibilitam para além de movimentos mais grosseiros como pegar num recipiente até atividades mais delicadas, como passar um fio pelo buraco

da agulha, não descartando a necessidade de o utilizador treinar e melhorar os seus movimentos dia após dia, podendo-se tornar um processo extremamente demorado e frustrante até se conseguir o controlo absoluto de todas as funções possíveis dimensionadas (Kruk, 2017).

No entanto, esta é uma realidade que não está ao alcance de todos, pois uma prótese desta natureza pode atingir facilmente valores de aquisição na ordem das dezenas de milhares de euros, conforme as funcionalidades que estas apresentam. As próteses que apresentam poucas funcionalidades, como por exemplo abrir e fechar em formato de “garra”, são as menos dispendiosas. Por outro lado, as próteses que apresentam maior número de movimentos e funções associadas, normalmente também têm associado um preço muito mais elevado.

A principal motivação que levou o autor a dar continuidade ao projeto iniciado pelo engenheiro João Pedro dos Santos Ferrão em 2020, consistiu precisamente em tentar combater essa relação entre as funcionalidades e os preços elevados, tentando proporcionar uma prótese transradial mioelétrica, capaz de realizar um elevado número de movimentos a um preço acessível à população em geral.

Tal como afirmou (Ferrão, 2020) e reforçado uma vez mais, a impressão 3D é considerada uma alternativa para contrariar os custos dos processos de fabricação convencionais das peças constituintes de uma prótese, extremamente elevados, pois uma prótese construída recorrendo a esta tecnologia, é capaz de fornecer igualmente movimentos complexos a um preço acessível sem colocar em causa a qualidade e a durabilidade da mesma, apenas tendo em consideração o tipo de material que é utilizado. Esta diferença de custos dos processos é especialmente relevante para pequenas séries.

O autor pretende contribuir significativamente para este projeto, de modo a proporcionar bases sólidas para possíveis desenvolvimentos e melhorias, tudo com a finalidade de num futuro próximo, a Universidade da Beira Interior, assim como Portugal, possam ser representados por uma equipa na competição Cybathlon (<https://cybathlon.ethz.ch/en>). Este concurso, visa incentivar equipas participantes a apresentarem soluções inovadoras para lidar com os desafios diários dos utilizadores de próteses. A estas são apresentadas um conjunto de seis tarefas, como por exemplo cortar pão ou cravar um prego na madeira, para que os atletas as realizem corretamente e no menor tempo possível, onde a equipa mais rápida e possivelmente a que apresenta mais inovações associadas para facilitar os movimentos, sai vencedora.

As disciplinas da competição na Corrida de Prótese de Braço Motorizada foram desenvolvidas desde 2016 e incluem, agora uma tarefa onde os objetos devem ser "sentidos". Esta tarefa completamente nova chamada "Caixa Tátil" exige a identificação de objetos sem qualquer feedback visual. Isso significa que os atletas devem identificar os objetos de diferentes formas e materiais apenas por meio do contato com suas próteses. O objetivo é promover o desenvolvimento de próteses com feedback sensorial (CYBATHLON, 2021).

1.2 Objetivos

A presente investigação tem como tema o desenvolvimento e aperfeiçoamento de uma prótese transradial mioelétrica e visa dar seguimento à dissertação “Prótese transradial com servomotores de acionamento mioelétrico”, elaborada e apresentada no ano letivo 2019/2020, pelo Engenheiro João Pedro Dos Santos Ferrão, onde realizou o dimensionamento de uma prótese mioelétrica de um membro superior humano.

Este seguimento tem como objetivo principal o aprimoramento mecânico, elétrico e de aquisição de dados deste projeto multidisciplinar dimensionado na primeira iteração, de modo que a fluidez dos movimentos e o aspeto físico se assemelhem o mais possível a um braço humano.

Esta investigação pretende contribuir de uma forma positiva para o avanço tecnológico nesta área da engenharia, não só prosseguindo alguns objetivos da tese anterior como encontrar novas soluções a preços mais acessíveis, mas também tornar funcional a prótese, apenas dimensionada na tese anterior.

Posteriormente, pretendemos com este projeto a representação da UBI, por uma equipa, na competição Cybathlon. Neste evento e competição internacional, os participantes, que manifestam uma deficiência física, procedem à realização de tarefas quotidianas, com o uso de próteses.

1.3 Organização

O autor, para facilitar a precessão e a leitura desta dissertação, optou por a organizar de modo a ser constituída por cinco capítulos intitulados de: Introdução, Estado da arte, Etapas de projeto, Discussão de resultados e Conclusões e trabalhos futuros.

Na introdução foi mostrado o cenário onde as próteses se encontram na sociedade, apresentando-se os motivos que levaram o autor a dar continuidade a este projeto, assim como os objetivos pretendidos no final.

No capítulo seguinte, Estado da arte, está descrito um resumo sobre a primeira iteração deste projeto, de modo a estipular um ponto de partida nesta dissertação, assim como os resultados obtidos na realização da parte experimental da mesma.

O capítulo etapas de projeto, está destinado à conceção do conjunto de informações técnicas, nomeadamente os mecanismos definidos no final por matrizes de decisão. O projeto de detalhe também está presente neste capítulo, onde são dispostos os desenhos CAD realizados

No quarto capítulo são abordados os resultados obtidos, assim como foram descritas algumas observações acerca das simulações realizadas.

No quinto e último capítulo, são apresentadas as conclusões, onde foram expostos aspetos positivos e negativos desta segunda iteração, dificuldades encontradas, assim como sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 2

2. Estado da Arte

Este segmento da dissertação, inicia-se com um breve resumo sobre os aspectos de maior relevância abordados na primeira iteração deste projeto desenvolvida pelo engenheiro João Ferrão em “Prótese transradial com servomotores de acionamento mioelétrico”, nomeadamente, os elementos constituintes do braço e da mão, tipos e classificação das próteses do membro superior existentes no mercado e os potenciais de ação, de modo a enquadrar esta investigação e para proporcionar um seguimento mais organizado.

Após apresentados os aspetos anteriormente desenvolvidos por (Ferrão, 2020), é feito também um balanço acerca dos aspetos positivos e negativos, assim como aspetos que foram necessários alterar da primeira iteração, nomeadamente na parte do desenho técnico para que fosse possível efetuar certos movimentos para se analisar a capacidade da prótese de replicar movimentos e tarefas de um braço humano saudável. Para isso, foi necessário realizar a parte experimental que teria ficado pendente devido à pandemia Covid 19.

2.1 Resumo da primeira iteração

A análise do corpo humano é um processo bastante trabalhoso e exigente devido à enorme complexidade que este apresenta. De todos os seus constituintes, a mão é sem dúvida uma das partes mais interessantes, pois além da sua estrutura complexa de músculos, tendões e articulações, esta desempenha um papel vital nas atividades do dia a dia (Ferrão, 2020).

Esse papel vital nas atividades do dia-a-dia, levou o autor a dimensionar uma prótese transradial com servomotores de acionamento mioelétrico, realizando assim a primeira iteração deste projeto. Por conseguinte, nos dias que correm, existe um elevado contraste entre os preços praticados das próteses para o membro superior e o grau de funcionalidade da mesma.

De acordo com (Silva, 2018), considerando a interação com o utilizador e a capacidade de realizar movimentos, as próteses dividem-se em duas categorias:

- Próteses passivas;

- Próteses ativas.

As próteses passivas possuem em preço aceitável, podendo deter um mecanismo de preensão e ser ajustadas por uma força externa. Por sua vez, estas podem ser subdivididas em mais dois grupos, estéticas ou funcionais. As estéticas também podem ser designadas de braços ou mãos protéticas e tal como o nome indica, estas apenas têm em vista uma vertente estética com uma aparência realística (Ferrão, 2020).

As próteses funcionais, por outro lado, possuem uma aparência menos real como as anteriores. A aparência destas vai estar relacionada com a diferente atividade para que foram projetadas, nomeadamente uma garra ou um gancho.

(Maat et al., 2018) subdividiu as próteses passivas e ativas em outras duas categorias:

- Próteses estáticas;
- Próteses ajustáveis.

As próteses estáticas não possuem movimento, ao contrário das ajustáveis que apresentam um mecanismo que permite ajustar a prótese conforme a necessidade.

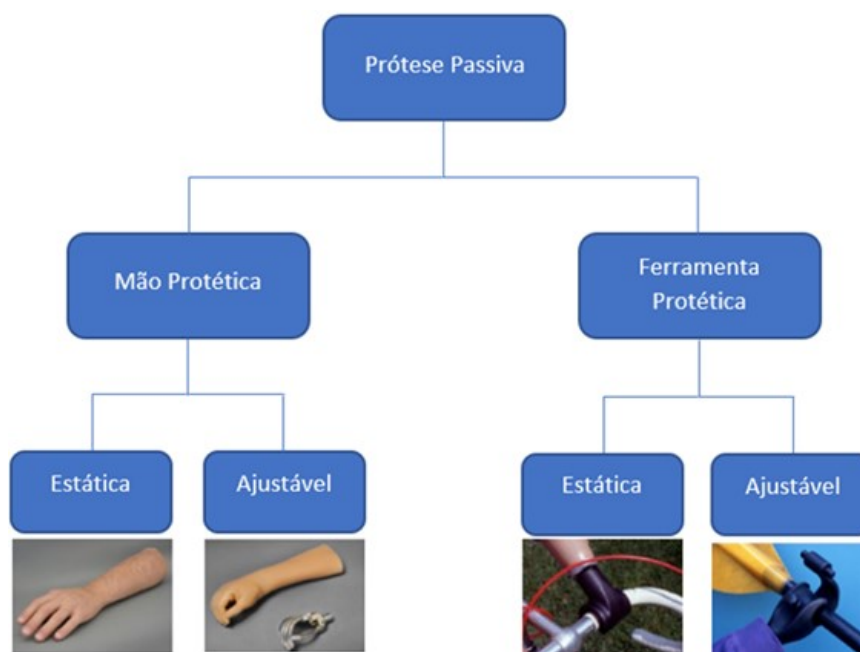


Figura 1: Tipos de próteses passivas (Ferrão, 2020)

As ativas são dispositivos médicos onde o mecanismo de pressão é controlado por forças internas, que provêm do movimento e da força do corpo ou por atuadores alimentados por

uma fonte de alimentação externa. Estas caracterizam-se pelos movimentos que são capazes de proporcionar ao membro amputado do paciente, ainda que o preço praticado no mercado alcance valores exorbitantes (Ferrão, 2020).

Na subdivisão baseada em (Silva, 2018), estas próteses subdividem-se em mais duas categorias, dependendo do tipo de ativação:

- Ativação corporal;
- Ativação Elétrica.



Figura 2: Tipos de próteses ativas (Ferrão, 2020)

Nas próteses ativadas corporalmente, os movimentos são executados por intermédio da tração de cabos pela força do corpo, conectados ao ombro ou torso do paciente. Nas vantagens deste tipo de próteses, destacam-se o baixo custo de aquisição assim como de manutenção/ reparação.

As próteses por ativação elétrica subdividem-se em mais três categorias, distinguidas com base no modo de controlo:

- Próteses mioelétricas;
- Próteses controladas por botões externos;
- Próteses híbridas.

As próteses mioelétricas são caracterizadas por uma tecnologia de sensores que mede e, posteriormente, processa os sinais eletromiográficos, utilizando-os de maneira a acionar os atuadores, impondo movimento nos constituintes da prótese. Estes sinais correspondem a potenciais de ação enviados pelo cérebro aos músculos esqueléticos para

desempenharem um dado movimento, sendo captados por elétrodos colocados à superfície da pele ou então são implantados diretamente nos músculos (Ribeiro et al., 2019).

As próteses controladas por botões externos, tal como o nome indica, utilizam botões acionados pelo utilizador para fazer mover cada motor individualmente. Este tipo de próteses, na maior parte das vezes, apresentam um elevadíssimo grau de complexidade no que toca ao controlo, sendo muito difícil de a manobrar e executar movimentos corretos (Ribeiro et al., 2019).

Por último, as próteses híbridas, reúnem as diferentes técnicas de aquisição de dados, adquiridas pelo utilizador, não só sinais mioelétricos, mas também outros métodos como a osseointegração, elétrodos instalados no epimísio (tecido conjuntivo que envolve todo o músculo), entre outros. A combinação das diferentes técnicas aumenta a capacidade do paciente controlar a prótese, facilitando o treino para usá-la e tornando assim o controlo desta mesma mais intuitivo (Ribeiro et al., 2019).

O objetivo do engenheiro projetista João Ferrão, consistiu em desenvolver uma prótese transradial mioelétrica o mais económica possível, sem pôr em questão a sua qualidade e versatilidade. Surgiu, assim, a opção de recorrer à impressão 3D, para a elaboração de uma prótese capaz de realizar movimentos complexos, tendo em atenção desvantagens como resistência e dureza, a um preço mais agradável do que as já existentes no mercado, podendo atingir a marca das dezenas de milhares de euros.

Segundo (Ferrão, 2020), “O principal desafio da engenharia no desenvolvimento de dispositivos protéticos passa pelo dimensionamento de uma prótese incorporada por atuadores, sensores e outros componentes eletrónicos que consiga aproximar-se o tanto quanto possível do tamanho e do peso do membro substituído.” Portanto, o objetivo fundamental deste autor, foi dimensionar uma prótese mioelétrica, considerando as adversidades que se vivem no panorama das próteses para o membro superior.

Após uma breve pesquisa de mercado, o autor analisou os problemas e os requisitos de projeto, onde recorrendo à utilização de matrizes de decisão, tendo em consideração os movimentos que a prótese tem de replicar: força dos dedos e dimensões antropométricas, este concluiu que:

- A prótese vai executar os movimentos recorrendo à utilização de 6 servomotores MG92B. Dois para o polegar, para efetuar os movimentos de flexão/ extensão e

para os movimentos de adução/abdução. Os restantes quatro motores são para os movimentos de flexão/extensão dos restantes quatro dedos;

- O microcontrolador, selecionado pelo autor, consiste no Arduino Mega 2560, devido ao seu reduzido custo e à curva de aprendizagem;
- Para os dedos, optou-se por uma secção circular para facilitar o desenho 3D, tendo em consideração as dimensões antropométricas, relativamente, ao seu diâmetro e ao comprimento das falanges.

Relativamente aos movimentos desses mesmos dedos, o engenheiro projetista optou em prender um fio ao ponto mais distal do dedo, ou seja, à ponta da falange distal, através de nós consecutivos, para evitar que deslizem nos furos condutores. Esses furos condutores, encontram-se na face de cima e de baixo das falanges para realizar os movimentos de extensão/flexão.

Os pontos de rotação/articulações, assim como o acoplamento entre falanges, nesta primeira iteração, vai ser realizada recorrendo à utilização de parafusos e porcas;

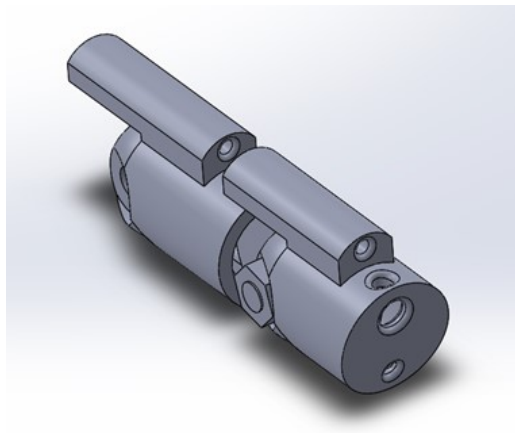


Figura 3: Protótipo da ponta distal de um dedo (Ferrão, 2020)

- (Ferrão, 2020) volta a salientar que,
“Como o polegar é um dedo com especial importância no nosso quotidiano, sendo indispensável na realização da maioria das tarefas, este para além dos movimentos de flexão/extensão, também apresenta movimentos de adução/ abdução, daí a necessidade da utilização de dois servomotores, cada um responsável por um par de movimentos.”

Assim sendo, o mecanismo para o movimento de flexão/extensão foi referido no ponto anterior, mas para o conjunto de movimentos adução/abdução, o engenheiro projetista optou por uma solução onde utiliza um sistema constituído por uma correia, como mostra a figura.

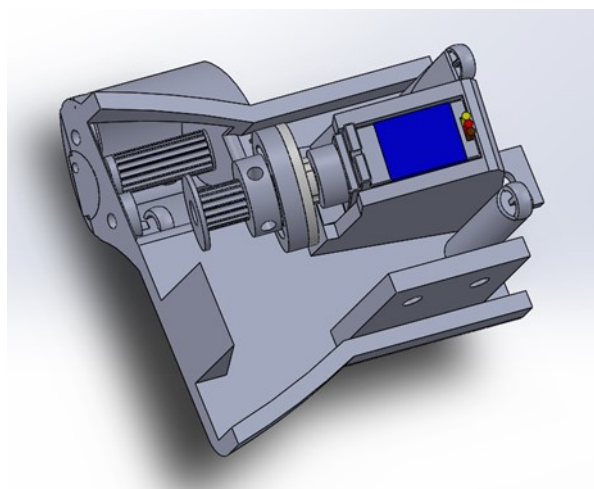


Figura 4: Sistema de correia do polegar (Ferrão, 2020)

Ao motor estará acoplado a flange em forma de disco, designado, vulgarmente, como *horn*, que por sua vez, através de parafusos, irá estar concêntrico e acoplado a uma peça de ligação que permitirá, por fim, a ligação desta mesma à polia da correia.

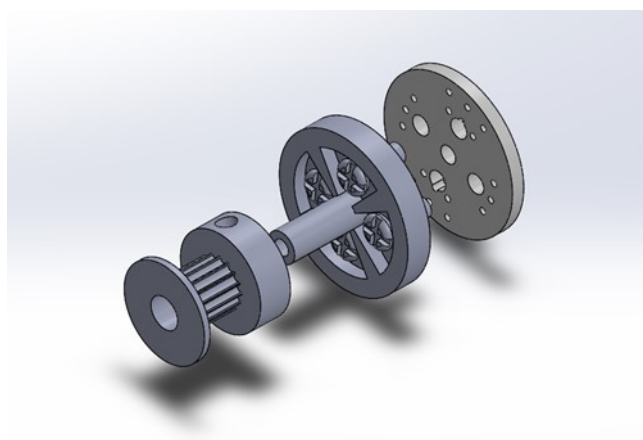


Figura 5: Mecanismo de acoplamento entre o servomotor e a correia (Ferrão, 2020)

A correia vai estar ligada à polia que está acoplada ao polegar, através de parafusos. Esta polia, serve também de ligação entre o polegar e a palma da mão

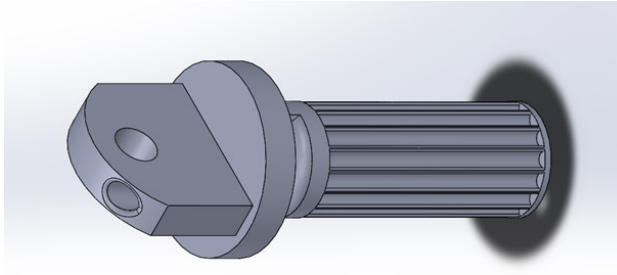


Figura 6: Polia abdução/adução do polegar (Ferrão, 2020)

- Aos servomotores vão estar acopladas as flanges e as polias, ligadas por 4 parafusos. Essas polias proporcionam os movimentos de extensão/flexão dos dedos.

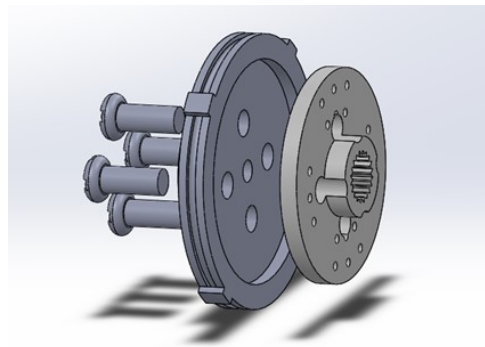


Figura 7: Sistema de ligação servomotor/ polia (Ferrão, 2020)

As pistas das polias apresentam uma geometria mostrada na figura abaixo. As pistas são os locais onde os fios que proporcionam os movimentos vão enrolar, sendo que a pista maior é destinada para o fio que proporciona o movimento de extensão e a pista mais pequena para o movimento de flexão.

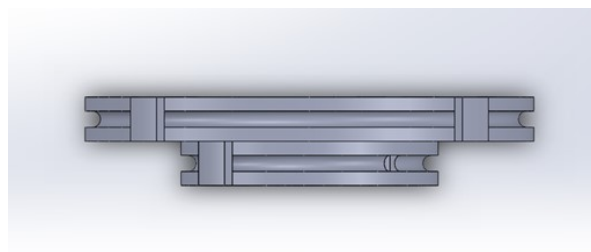


Figura 8: Pistas das polias (Ferrão, 2020)

- O autor, recorreu ao CAD para tentar encontrar uma solução executável de montagem, onde observou haver um conflito quando se pretendia acoplar o dedo

anular á restante mão. Por essa razão, o autor projetou uma peça de encaixe, possibilitando assim a possível montagem sem qualquer entrave.

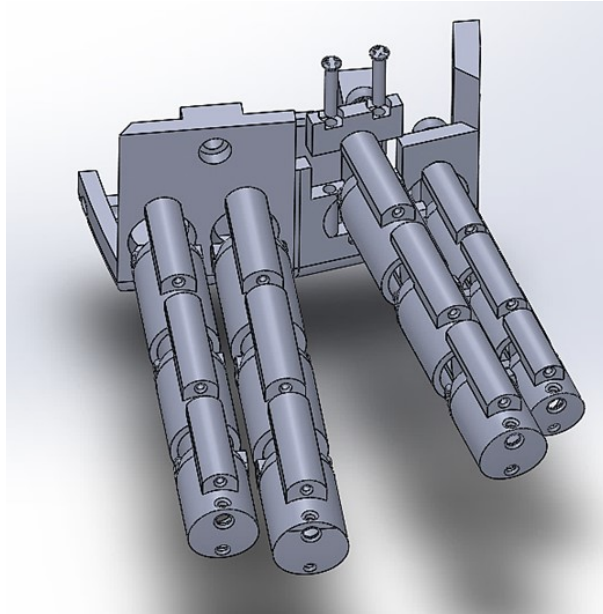


Figura 9: Peça de encaixe do dedo anelar (Ferrão, 2020)

- O engenheiro projetista dimensionou a mão com o intuito de no interior da mesma, estarem implementados os motores responsáveis pela flexão e extensão os dedos mindinho, médio e indicador, assim como o movimento de adução e abdução do polegar. Dentro da mão dimensionada, também se encontram as guias para os fios, para que estes não se interlacem entre si.

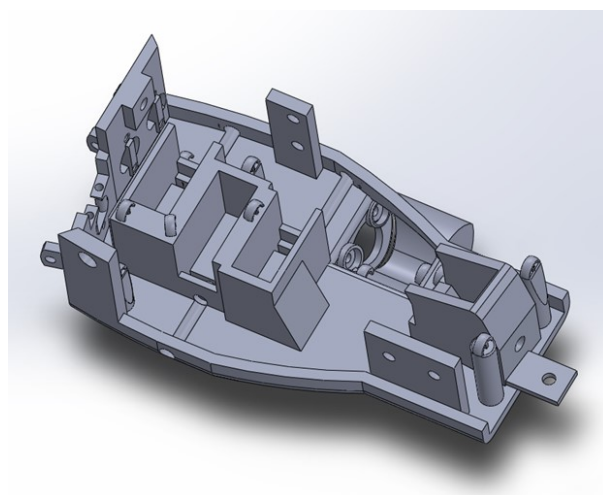


Figura 10: Interior da mão (Ferrão, 2020)

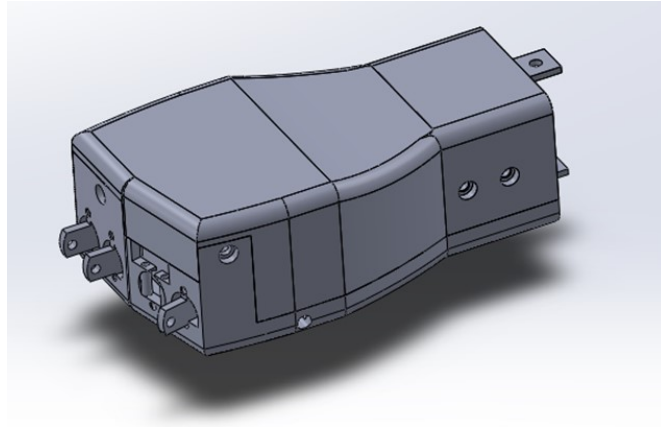


Figura 11: Mão (vista exterior) (Ferrão, 2020)

- A mão vai ser acoplada ao braço, por intermédio do pulso. O braço é uma componente constituído por 4 partes, que em conjunto vão resguardar os motores responsáveis pelos movimentos de extensão/flexão dos dedos polegar e do anular, assim como conter a bateria e o Arduino.



Figura 12: Pulso (Ferrão, 2020)

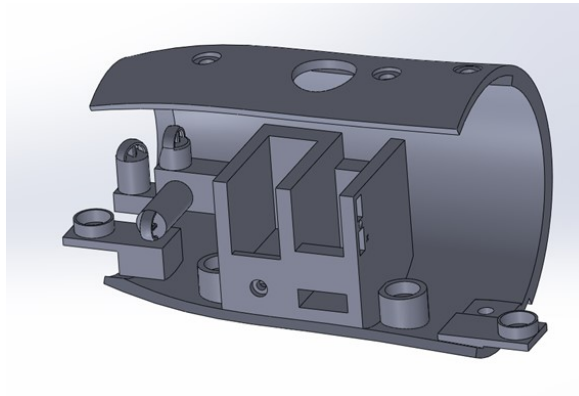


Figura 13: Secção do antebraço responsável pelo resguardo dos servomotores (Ferrão, 2020)

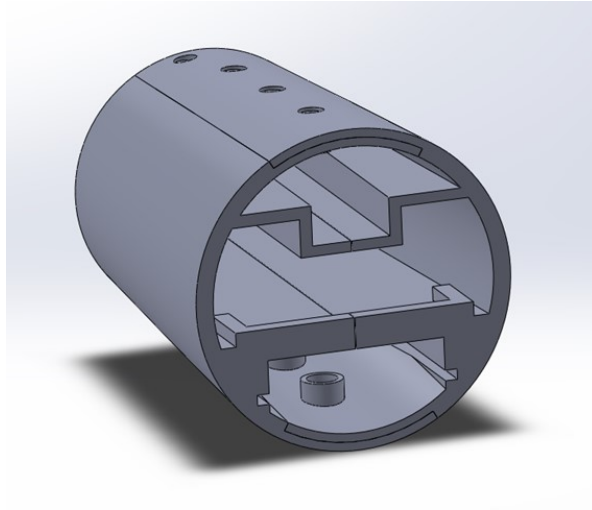


Figura 14: Secção do antebraço responsável por conter a bateria e o Arduino (Ferrão, 2020)

- O engenheiro projetista, na primeira iteração deste projeto, assumiu que a bateria que iria alimentar este sistema é uma bateria Lipo com uma capacidade de 4000 mAh com uma diferença de potencial de 3.7V, o que fornece uma autonomia, em caso extremo, de 2 horas de contínuo funcionamento, até 3 horas.

Após definir e dimensionar todos os componentes e especificações do projeto, o engenheiro desenvolveu a seguinte prótese:

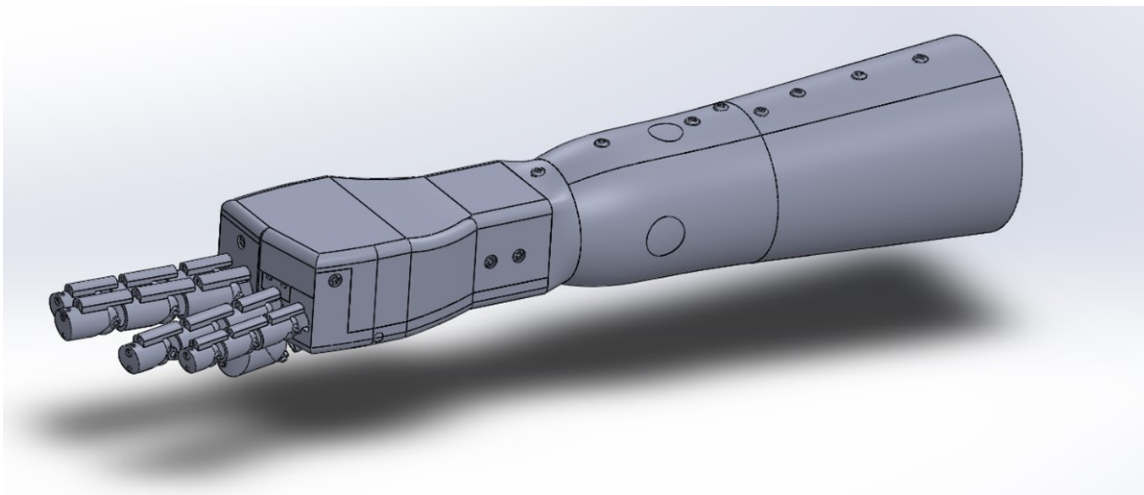


Figura 15: Desenho externo do conjunto (Ferrão, 2020)

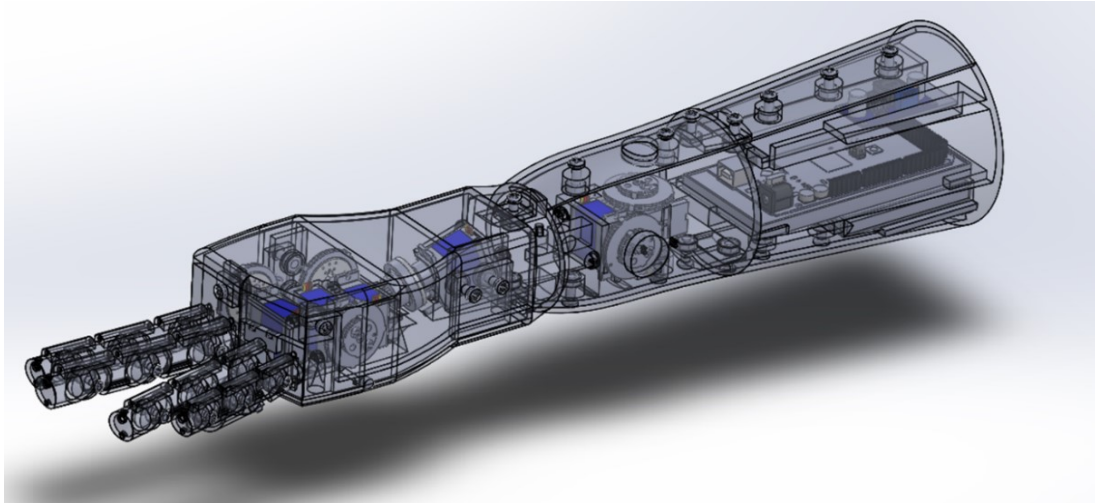


Figura 16: Desenho interno do conjunto (Ferrão, 2020)

O autor afirmou que a maior adversidade que encontrou ao desenvolver este projeto, consistiu na falta de espaço disponível dado os requisitos de entrada. Foi necessário utilizar seis atuadores, pois o objetivo consistia em promover seis movimentos independentes.

O autor acrescentou ainda que o projeto dos dedos foi bastante bem conseguido, sendo que a única parte que poderia ser alvo de aprimoramento seria a proporção de diâmetro de uns para os outros. Contudo, só é possível ter uma melhor percepção deste aspeto num cenário prático. Em relação aos mecanismos, o que promove os movimentos de flexão e extensão, o engenheiro concluiu que estão bem conseguidos e têm potencial para serem implementados numa versão futura.

Por outro lado, em relação ao mecanismo de rotação do polegar, ainda não é tida uma opinião definida, pois seria necessário estar num ambiente prático para poder avaliar o seu funcionamento. As guias que ajudam os fios a percorrer o seu percurso desde os dedos até aos motores, na opinião do autor, também estão bem conseguidas.

Por fim, o engenheiro salientou ainda que, seria necessário nos trabalhos futuros, a idealização de uma solução alternativa para o posicionamento dos encaixes de todas as peças, implementar o sistema que permita a instalação da prótese à parte proximal do membro amputado, implementar sensores mioelétricos e dimensionar o processo de aquisição de dados e corrigir pequenas lacunas conforme as necessidades dos utilizadores.

2.2 Revisão da montagem

Neste segmento, vão ser apresentadas as dificuldades e problemas enfrentados durante todo o processo de montagem da primeira iteração deste braço robótico, assim como algumas soluções e alterações efetuadas no projeto para que seja possível este se mover e realizar alguns movimentos.

Primeiramente, o autor optou por realizar uma leitura aprofundada e pormenorizada da dissertação realizada pelo engenheiro João Ferrão. Após este primeiro passo, o autor procedeu à aquisição de todo o material necessário para realizar a montagem e procedeu à impressão em 3D dos componentes. Para isso, a impressora utilizada foi a *Artillery Sidewinder X1*.



Figura 17: Impressora Artillery Sidewinder X1

Posto isto, as configurações de impressão utilizadas foram as seguintes:

Tabela 1: Configurações de impressão

Material	PLA
Altura das camadas	0.2 mm
Espessura das paredes	0.8 mm
Espessura das paredes superior/ inferior	0.8 mm
Número de contorno de parede	2
Percentagem de preenchimento	30%
Tipo de preenchimento	giroide
Temperatura de impressão	210°
Temperatura da mesa de impressão	60°
Velocidade de impressão	80 mm/s
Retração de filamento em movimento	ativo
Velocidade da ventoinha de refrigeração	100%
Suporte (evitar utilização)	>45°
Tipo de adesão à mesa	Saia

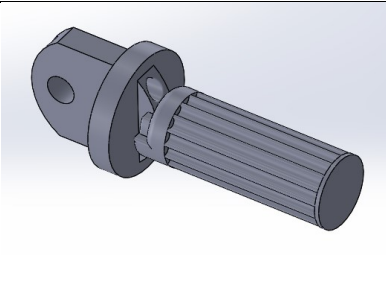
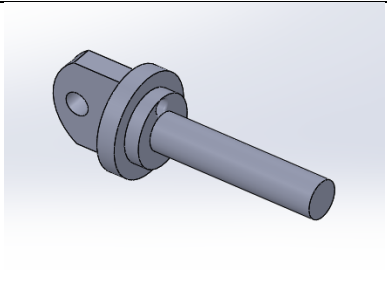
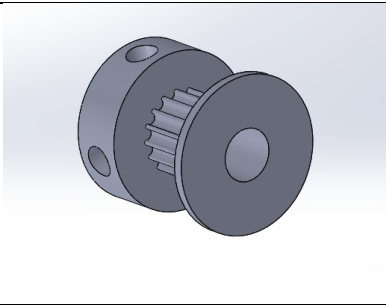
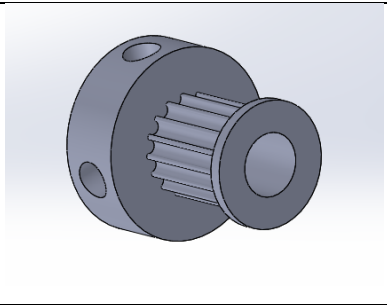
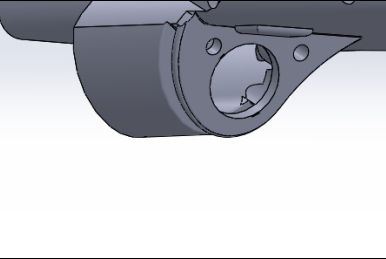
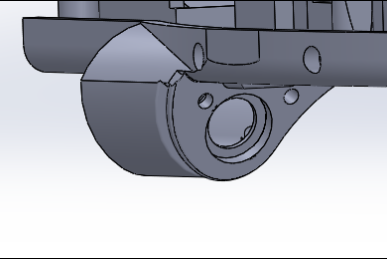
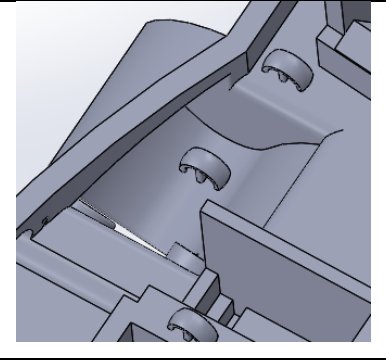
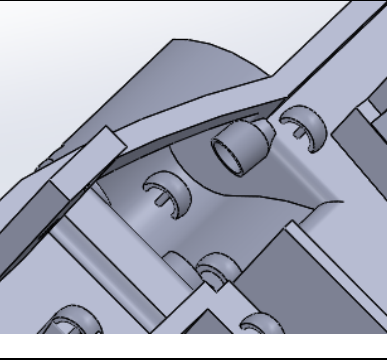
Após a impressão de todos os componentes, o engenheiro procedeu à sua montagem seguindo o procedimento de montagem descrito por João Ferrão. Neste processo preciso e demorado, observou-se que no ponto 8 da montagem, (“Aparafusar as flanges (horns) às polias(5x) utilizando dois parafusos M3 7 mm, cada”), o autor observou que as horns impressas, não apresentavam a precisão necessária para serem acopladas às polias e posteriormente aos motores, devido às ranhuras extremamente pequenas dos eixos dos servos, que a impressora não conseguia replicar na prática. Posto isso, a solução que o engenheiro encontrou, baseou-se em aparafusar diretamente as polias às horns que vinham já integradas nos servomotores.

O segundo problema observado na montagem consistiu no mecanismo de rotação do polegar, mais concretamente no ponto 18 (“Colocar a peça do mecanismo de rotação do polegar no furo a que se encontra destinado, nomeadamente na parte de baixo da mão”). O entrave neste passo, correspondeu à falta de qualidade da impressora, uma vez que uma precisão de 0.2 mm, não é suficiente para que a impressão das ranhuras por onde a correia iria passar, seja realizada na perfeição. Dentro do mesmo mecanismo, o movimento de rotação do polegar não foi possível realizar sem alterar os desenhos

originais realizados pelo Engenheiro João Ferrão, uma vez que há ausência de batentes e de guias direcionais do eixo de rotação do polegar, impossibilitando assim a rotação do mesmo.

Para contornar este impedimento, o que se realizou consistiu na alteração da peça de rotação do polegar, de modo que seja possível aparafusar diretamente uma polia igual já à utilizada acoplada ao motor responsável pela rotação do polegar. A polia que se conectou ao pino de rotação do polegar, também foi alterada recorrendo a uma técnica de torneamento uma vez que esta é formada por um alumínio.

Tabela 2: Peças originais/ Peças alteradas

Peça original	Peça alterada
	
	
	
	

Após os componentes estarem devidamente alterados e impressos, o passo seguinte consistiu em dimensionar e instalar a correia no mecanismo, para conectar a polia do motor à polia do eixo do polegar. Em seguida são apresentados todos os cálculos realizados pelo autor para determinar o comprimento do elemento flexível utilizado.

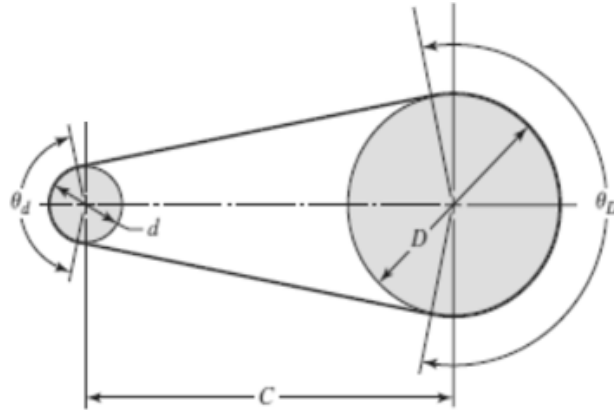


Figura 18: Esquema do cálculo da correia

D (diâmetro da polia 1) = 0.9 cm

d (diâmetro da polia 2) = 0.9 cm

C (distância entre o centro das polias) = 2 cm

$$\theta D (\text{comprimento de contacto entre a polia 1 e a correia}) = \pi + 2 * \sin^{-1}\left(\frac{D - d}{2 * C}\right) \quad (1)$$

$$\theta d (\text{comprimento de contacto entre a polia 2 e a correia}) = \pi - 2 * \sin^{-1}\left(\frac{D - d}{2 * C}\right) \quad (2)$$

$$L (\text{comprimento da correia}) = \sqrt{4 * C^2 - (D - d)^2} + \frac{1}{2} (D * \theta D + d * \theta d) \quad (3)$$

$$\theta D = \pi + 2 * \sin^{-1}\left(\frac{0.9 - 0.9}{2 * 2}\right) = \pi \text{ rad} \quad (4)$$

$$\theta d = \pi - 2 * \sin^{-1}\left(\frac{0.9 - 0.9}{2 * 2}\right) = \pi \text{ rad} \quad (5)$$

$$L = \sqrt{4 * 2^2 - (0.9 - 0.9)^2} + \frac{1}{2} (0.9 * \pi + 0.9 * \pi) = 6.83 \text{ cm} \quad (6)$$

Após a instalação da corria com o devido tamanho, coube ao engenheiro realizar as ligações entre os servomotores e o Arduino mega. Para isso, foi necessário aumentar as portas de 5V e de GND, recorrendo à solda de um protoshield aumentando assim o número de portas.

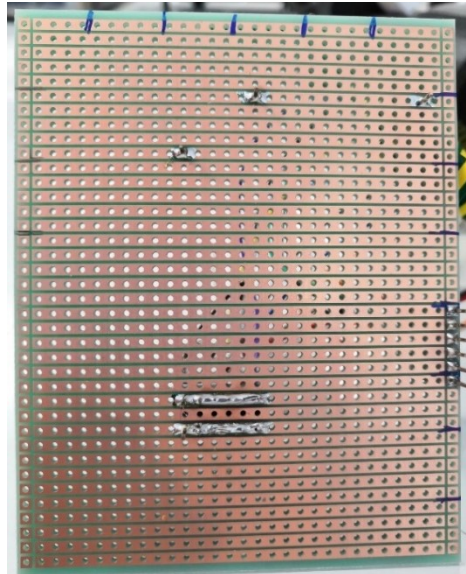


Figura 19: Protoshield soldado

O passo seguinte consistiu em ligar o protoshield ao Arduino, e posteriormente fazer as ligações entre os servomotores e as portas correspondentes, recorrendo à utilização de fios jumper.

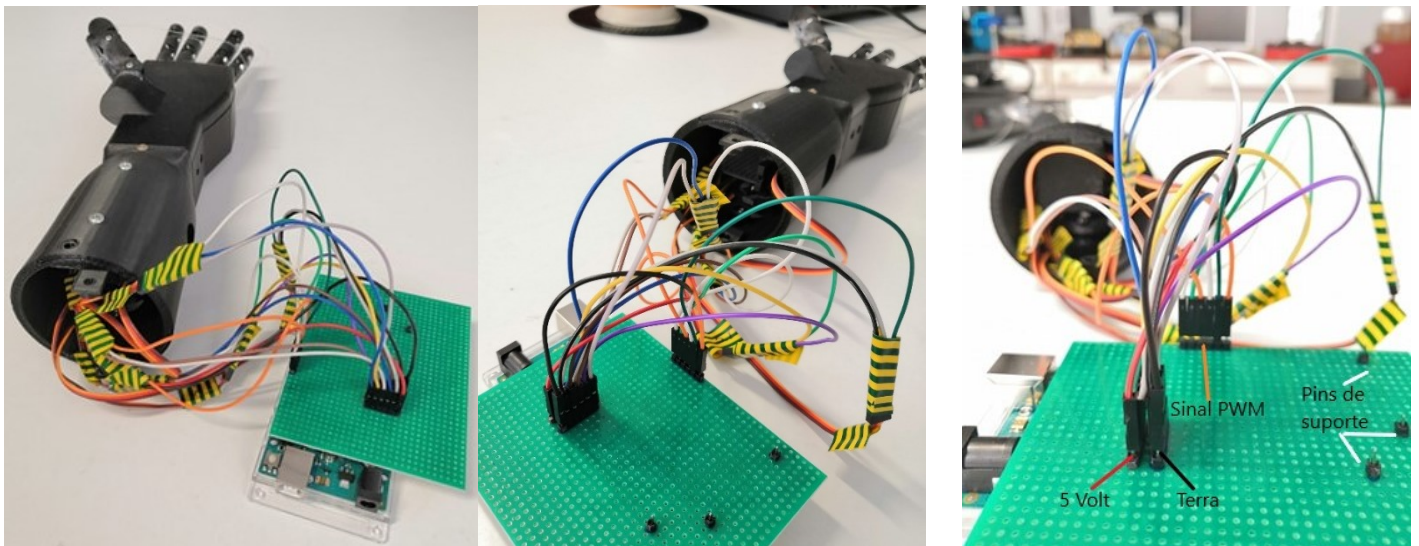


Figura 20: Ligações entre servomotores, Protoshield e Arduino

2.3 Teste dos movimentos

Após os cabos estarem todos ligados nos respectivos locais, o engenheiro desenvolveu um simples código para o Arduino, de modo a possibilitar o controlo dos servomotores.

```
//carregar biblioteca
#include <Servo.h>

//nomes dos motores
Servo mindinho;
Servo anelar;
Servo medio;
Servo indicador;
Servo rotpolegar;
Servo flpolegar;

//portas PWM
int servopin2 = 2;
int servopin3 = 3;
int servopin4 = 4;
int servopin5 = 5;
int servopin6 = 6;
int servopin7 = 7;

void setup() {
  //associar portas aos motores
  mindinho.attach(servopin2);
  anelar.attach(servopin3);
  medio.attach(servopin4);
  indicador.attach(servopin5);
  rotpolegar.attach(servopin6);
  flpolegar.attach(servopin7);
}

void loop() {
  //ângulo de cada motor
  mindinho.write(...);
  anelar.write(...);
  medio.write(...);
  indicador.write(...);
  rotpolegar.write(...);
  flpolegar.write(...);
}
```

Figura 21: Código Arduino (iteração 1)

O código descrito acima, utilizado para testar a funcionalidade da primeira iteração do braço robótico, corresponde a um código extremamente simplificado, onde os inputs

fornecidos pelo utilizador, correspondem aos ângulos que cada motor tem que exercer até os dedos atingirem a posição desejada.

Como a tecnologia dos servomotores e dos Arduínos estão extremamente explorados, existem inúmeras bibliotecas que relacionam estes dois. Assim, inicialmente optou-se por fazer o carregamento de uma biblioteca referente aos servomotores.

Após o carregamento da biblioteca, dentro do *void setup* procedeu-se á identificação dos servomotores, assim como das portas PWM a que eles correspondem. Fechando o *void setup*, surge o *void loop*, onde os ângulos de cada motor foram introduzidos para cada movimento.

Abaixo são apresentados alguns movimentos, assim como uma tabela com os respetivos ângulos que cada motor descreveu para os realizar. Os movimentos selecionados, correspondem a movimentos básicos que uma prótese deve exercer para que o utilizador consiga desempenhar os movimentos de amarrar, pegar e mover, de forma simples. Os movimentos foram escolhidos de forma aleatória, apenas com a finalidade de exemplificar e testar a prótese desenvolvida.

1. Abrir e fechar a mão completamente;

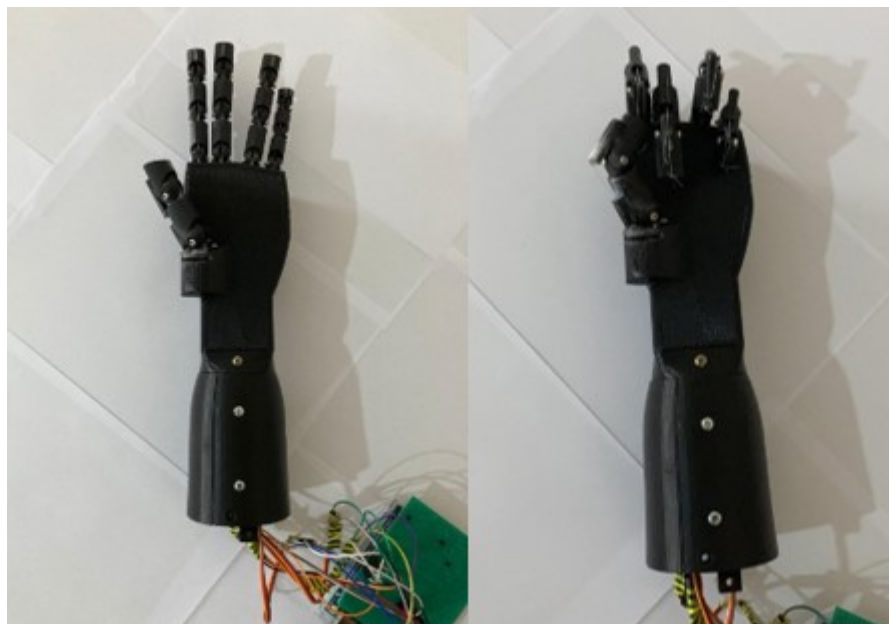


Figura 22: Teste mão aberta/ mão fechada

2. Pegar numa garrafa de iogurte;

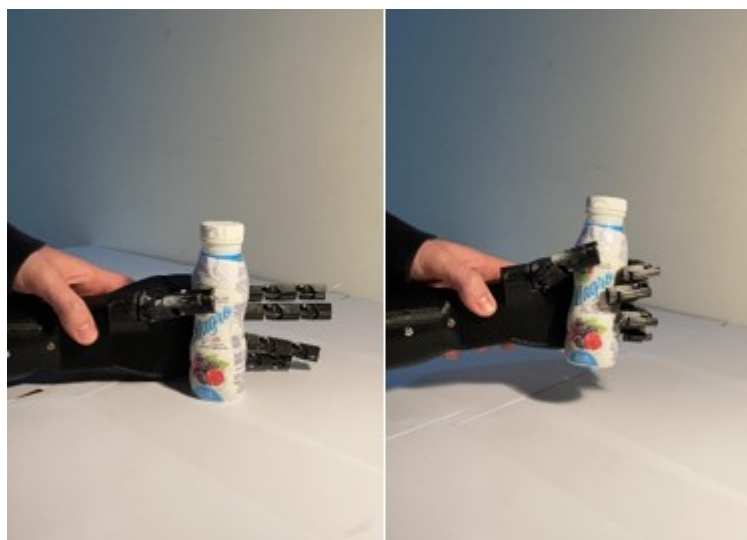


Figura 23: Teste garrafa de iogurte

3. Pegar numa caixa de comprimidos;

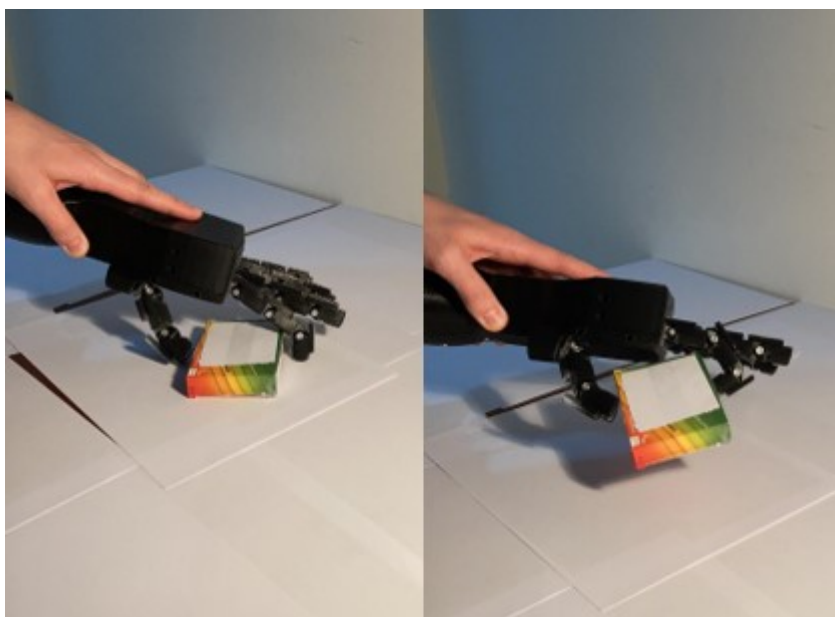


Figura 24: Teste caixa de comprimidos

4. Pegar numa peça de fruta de forma aproximadamente esférica;

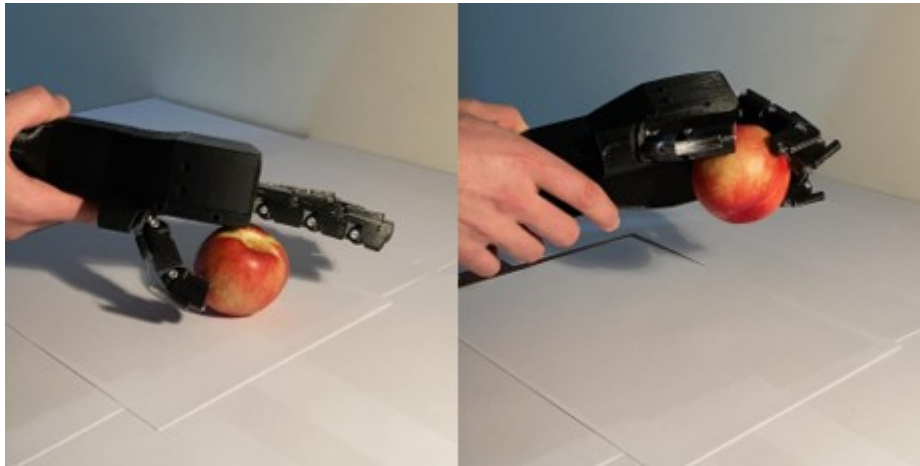


Figura 25: Teste peça de fruta

5. Pegar num copo.

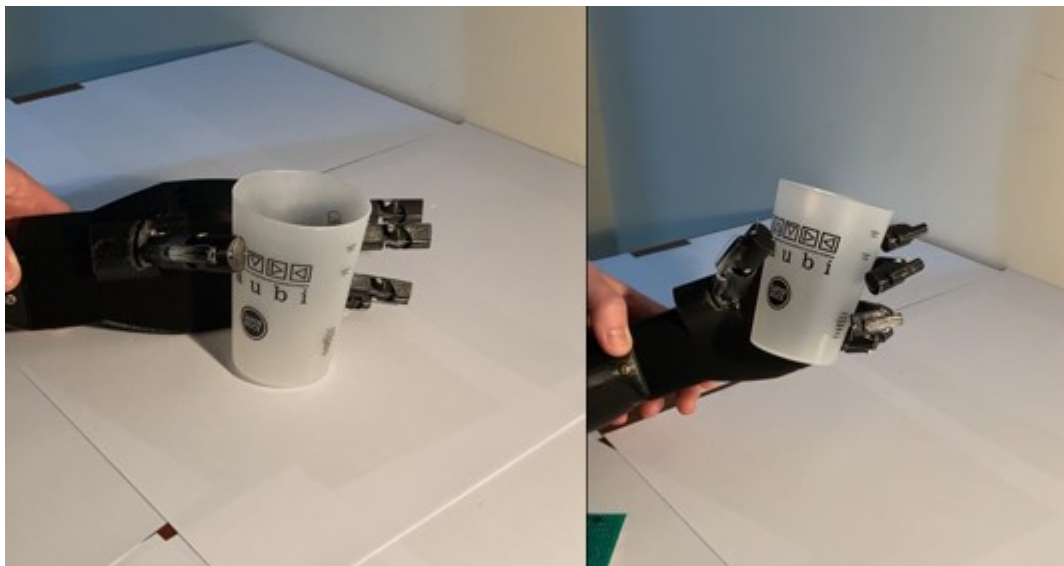


Figura 26: Teste do copo

Enquanto se realizavam os testes acima descritos, o autor procedeu ao preenchimento de uma tabela onde mostrava o ângulo descrito por cada motor para descrever os movimentos selecionados.

Tabela 3: Ângulo descrito pelos servomotores

Motores	Movimentos				
	1º	2º	3º	4º	5º
Míndinho	180	140	0	180	160
Anelar	180	180	0	180	180
Médio	180	180	0	180	180
Indicador	180	180	160	180	160
Rotação polegar	180	180	180	180	180
Flexão polegar	180	180	180	180	180

2.4 Observações e críticas da primeira iteração

Após a montagem e simulação de possíveis movimentos que um utilizador de uma prótese mioelétrica iria executar no decorrer normal do seu dia, existem diversos aspetos que devem ser salientados, no que toca à capacidade e à facilidade de a prótese os executar.

Inicialmente, o que salta logo à vista é a falta de precisão anatómica da mão e dos dedos, onde a mão apresenta superfícies estritamente planas e os dedos completamente circulares, levando a um atrito muito reduzido nas superfícies de contacto entre a mão e os objetos, possibilitando o escorregamento dos mesmos. Esse atrito reduzido leva à impossibilidade de o braço robótico conseguir agarrar e erguer objetos com uma forma aproximadamente tubular, nomeadamente uma garrafa de água sem relevo na sua superfície ou uma simples ferramenta ou chave.

A segunda crítica à primeira iteração, corresponde ao movimento de rotação do polegar. Como este movimento é realizado por meio de uma correia, esta escorrega dos dentes das polias se o dedo estiver flexionado devido ao atrito elevado entre o fio de extensão e a palma da mão, daí a realização do movimento de rotação do dedo só ser possível quando este se encontra completamente estendido.

A terceira observação aplica-se aos movimentos de flexão e extensão. Através dos testes realizados, observou-se que os dedos que apresentam os fios responsáveis pelos movimentos de flexão/extensão com maior comprimento, não conseguem flexionar completamente devido à pequena elasticidade dos fios, assim como a possibilidade de estes não estarem completamente esticados. Este problema desta primeira iteração, pode

ser observado na figura 22, onde se conclui que os dedos não conseguem ser igualmente fechados.

Ainda dentro dos movimentos acima descritos, quando um dedo é flexionado, as articulações interfalângicas distais dos dedos, são flexionadas primeiro do que as articulações interfalângicas proximais, levando a um “enrolamento” do dedo, impossibilitando a execução de movimentos mais precisos, como pegar em objetos de pequena dimensão, como uma caneta da superfície de uma mesa.

O autor para além de testar a destreza do braço robótico para agarrar e elevar diferentes objetos com diferentes formatos, este no teste do movimento 5 que consistia em pegar num copo (figura 26), optou por determinar qual a quantidade máxima de água que este conseguia suportar sem deixar cair o copo. Primeiramente, o autor optou por colocar apenas 100 ml de água no copo, conseguindo superar o primeiro teste. Já no segundo teste, o autor optou por colocar apenas 150 ml de água no copo, levando a que este não fosse suportado pela mão, possivelmente devido à falta de atrito ou de força normal de contato entre o copo e os dedos/palma. Este teste teve como finalidade obter o valor aproximado da força que a mão é capaz de exercer, com o objetivo de no final se realizar o mesmo teste com a nova iteração da mão para se concluir se esta evoluiu significativamente de forma positiva ou não.

Capítulo 3

3. Etapas de projeto

Não só para se realizar um projeto tão demorado como este, mas também em situações do dia a dia de trabalhadores, é imprescindível o seguimento de metodologias de trabalho, pois são estas que nos vão guiar e ditar a estratégia de desenvolvimento, capazes de direcionar o autor na direção correta com o objetivo do problema ser resolvido mais objetivamente possível, levando à perda mínima de tempo e de dinheiro

A seleção de uma metodologia mais adequada ao problema pretendido, permite uma abordagem sistemática e manter um registo lógico e claro do desenvolvimento do projeto, evitando a precipitação de passos fundamentais para o sucesso da conclusão dos problemas (Mendes, 2020).

Assim, o autor de modo a manter um seguimento lógico e conduzir a sua pesquisa a bom porto, decidiu seguir os ensinamentos transmitidos por (Páscoa, 2008) que afirma que é necessário seguir diferentes procedimentos, mas muitas vezes esses procedimentos são em comum com muitas áreas visando um objetivo comum... solucionar um problema. Portanto, o procedimento seguido pelo autor consistiu em:

- Identificação do problema;
- Especificações;
- Projeto conceptual;
- Projeto de detalhe;
- Produção.

3.1 Identificação do problema

A identificação do problema consiste numa parte fundamental no desenvolvimento de um projeto, uma vez que se a identificação do problema não for realizada corretamente, este pode não ser concluído de forma objetiva e precisa, levando a perdas desnecessárias de tempo e de dinheiro.

A identificação do problema está descrita intrinsecamente no decorrer do capítulo 1 e 2, que consiste no melhoramento da primeira iteração desta prótese mioelétrica, com o objetivo comum de desenvolver uma prótese transradial mioelétrica o mais acessível possível a todos, tendo em conta o mercado atual deste tipo de equipamentos.

3.2 Especificações

3.2.1 Dados antropométricos

Observando o produto final resultante da primeira iteração deste projeto, um dos aspetos a melhorar correspondia à proporção de dimensões entre os diferentes dedos. Para isso, decidiu-se seguir as dimensões antropométricas médias de um homem adulto, como podemos observar na figura 27 (Tilley, 1993).

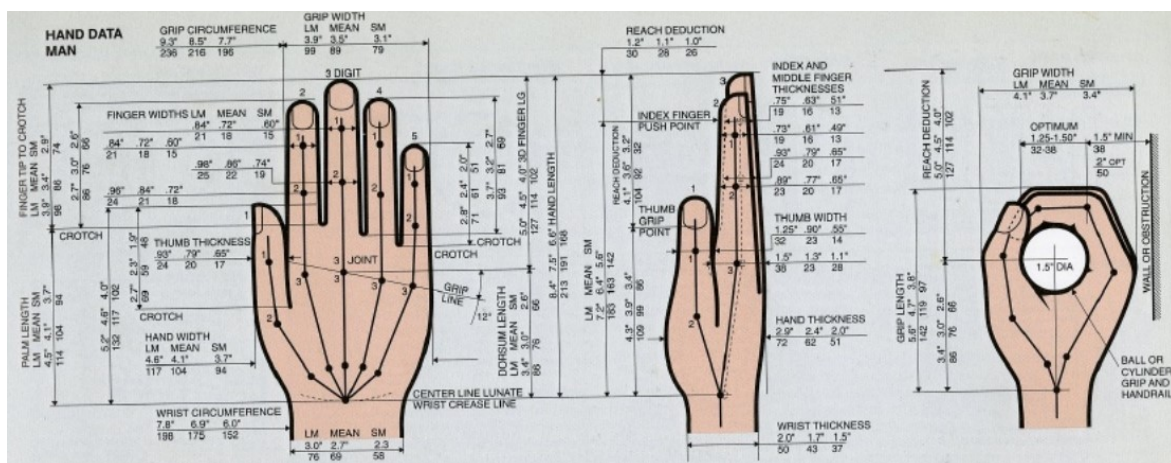


Figura 27: Dimensões antropométricas de um adulto (Tilley, 1993)

Para facilitar o dimensionamento dos dedos e evitar o desperdício de tempo associado, o autor considerou o dedo indicador como a unidade para os restantes dedos, onde a partir desse, iria apenas descobrir a relação de tamanhos entre estes e apenas alterar a escala das dimensões no desenho final.

Na tabela abaixo, é possível observar a relação entre o indicador e os restantes dedos:

Tabela 4: Relação da dimensão dos dedos

Dedos	Relação relativamente ao indicador
Indicador	1
Médio	1.12
Anelar	1.05
M mindinho	0.8

3.3 Projeto conceptual

Este segmento da presente dissertação, é destinado à conceção do conjunto de informações técnicas necessárias para a compreensão da configuração total do projeto. Numa primeira fase do projeto conceptual, a matriz morfológica permite dividir o problema em sub-problemas, ou subfunções. Então, para cada subfunção, pesquisam-se soluções análogas existentes, no mercado ou em bases de dados de artigos e patentes, e criam-se novas soluções. Assim, este subcapítulo está dividido nos sistemas que permitem realizar as diversas sub-funções que decorrem da matriz morfológica. Informações técnicas finais, foram obtidas através de profundas reflexões sobre os prós e os contras, recorrendo ao auxílio de matrizes de decisão, comparando as diversas soluções possíveis para cada sub-função.

Os temas abordados foram as possíveis soluções dos sistemas e mecanismos que levam aos movimentos dos dedos, tipos de motores, materiais e tecnologias utilizados, focando principalmente na evolução mecânica da prótese.

3.3.1 Tipos de atuadores

A mão é possivelmente a parte do corpo humano onde é mais notória a evolução do ponto de vista da biomecânica. É esta que nos permite realizar todo o tipo de movimentos possíveis e imaginados. Esta, é composta por uma rede de nervos, ossos, artérias e músculos, que atuando entre si possibilitam às pessoas a realização destas tarefas (Lourenço, 2020).

Numa prótese mioelétrica, todos esses componentes biológicos vão ser substituídos por componentes mecânicos ou inorgânicos, como é o caso dos músculos que vão ser substituídos por atuadores, ficando assim responsáveis pela postura e pelos movimentos (Forte, 2019).

Na primeira iteração deste projeto, ficou definido que os atuadores que vão ser utilizados correspondem a atuadores elétricos. Os atuadores elétricos, são os que apresentam menor proporção entre o valor do custo de cada transmissão energética, comparando-os com atuadores pneumáticos e hidráulicos. Os elétricos são normalmente implementados na indústria robótica, onde o consumo de energia elétrica provenientes de campos magnéticos aplicados em bobinas, induzindo assim o movimento, apresenta um rendimento de aproximadamente 80%. As vantagens deste tipo de atuadores correspondem à facilidade de instalação e fácil armazenamento de energia. Por outro lado, as desvantagens correspondem à menor durabilidade comparativamente com os restantes atuadores (Ferrão, 2020).

Dentro dos atuadores elétricos, os mais comuns e populares são os servomotores, motores de passo e os motores de corrente contínua (Silva, 2018). É de salientar que todos estes motores são dispositivos eletromecânicos, uma vez que o propósito dos mesmos consiste em converter energia elétrica em energia mecânica.

Nas secções seguintes, vão ser abordadas as principais características de cada tipo de motor para posteriormente realizar uma comparação recorrendo a uma matriz de decisão, de modo a selecionar o motor que se adegue melhor às necessidades do projeto.

Servomotores

Os servomotores são usados em várias aplicações quando se deseja movimentar algo de forma precisa e controlada. Estes subdividem-se em duas categorias: corrente contínua e corrente alternada. Os de corrente contínua são destinados a projetos ligados à robótica e indicados para projetos de pequena dimensão, onde não são requisitados torques altos, possuindo uma pequena dimensão externa. Os de corrente alternada, são maiores do que os anteriores e são destinados a aplicações mais pesadas (Silva, 2018).

Dentro dos servomotores, foram aprofundados os que são alimentados por uma corrente contínua, pois mediante as características acima enumeradas, tipo de alimentação e o espaço disponível, estes serão os mais adequados.

Os servomotores de corrente contínua trabalham recorrendo a um mecanismo que controla a velocidade e a posição do final do eixo do motor, sendo possível obter os valores desejados para o mecanismo que está sob controlo (Silva, 2018). Estes giram conforme a polaridade da tensão aplicada, como qualquer motor de corrente contínua. Possuem um sistema de engrenagens desmultiplicadoras para impedir que o eixo do motor se mova

muito rápido. A rotação do eixo, vai fazer rodar o potenciômetro que está integrado no motor, que por sua vez, este funciona como sensor de posição para o circuito de realimentação (Mariano, 2015). Todos estes componentes enumerados, estão exibidos na figura abaixo.

Estes motores como qualquer motor, apresentam vantagens e desvantagens. A principal vantagem que os caracterizam, corresponde à capacidade de se movimentar até uma posição e mantê-la, mesmo sofrendo uma força contrária. Dentro das vantagens também se destacam o baixo custo, suavidade dos movimentos em baixas rotações, não apresenta consumo quando está parado, alto torque de pico e consegue operar a altas velocidades. Por outro lado, estes apresentam um circuito complexo, baixo desempenho a baixas velocidades e rotação limitada do eixo a cerca de 150° (Mariano, 2015).

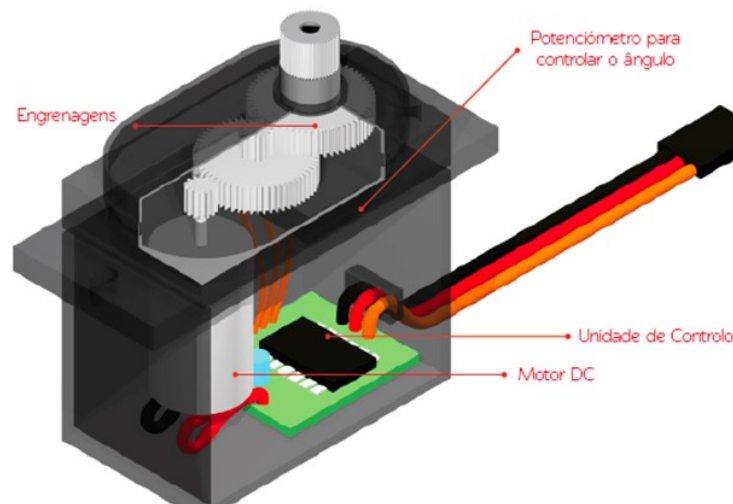


Figura 28: Constituintes de um servomotor

Motores de passo

Os motores de passo tal como o nome indica, têm como base de funcionamento a conversão de pulsos elétricos em movimentos rotativos. Estes estão a ganhar terreno no mercado da informática e robótica, onde os mais utilizados correspondem aos motores unipolares com duas ou quatro bobinas (Silva, 2018).

O princípio de funcionamento deste tipo de motores, consiste no uso de solenoides alinhados dois a dois que quando energizados, atraem o rotor até este se alinhar com o eixo dos solenoides, causando assim uma deslocação do ângulo do rotor, vulgarmente chamado de passo (Mariano, 2015). A sequência de impulsos fornecida ao motor, vai

determinar a direção que vai tomar a rotação do eixo, e a sua velocidade vai ser ditada pela frequência dos pulsos recebidos (Silva, 2018).

Os pontos fortes destes motores correspondem à elevada precisão no torque, boa resposta de aceleração e desaceleração, a alta precisão no seu posicionamento, seguem uma lógica digital e apresentam pouca necessidade de manutenção (Mariano, 2015).

No entanto, estes motores também apresentam desvantagens na sua utilização, nomeadamente o baixo desempenho a altas velocidades, complexidade de operação, preço superior relativamente aos servomotores e pode ocorrer ressonância se forem mal operados (Silva, 2018).

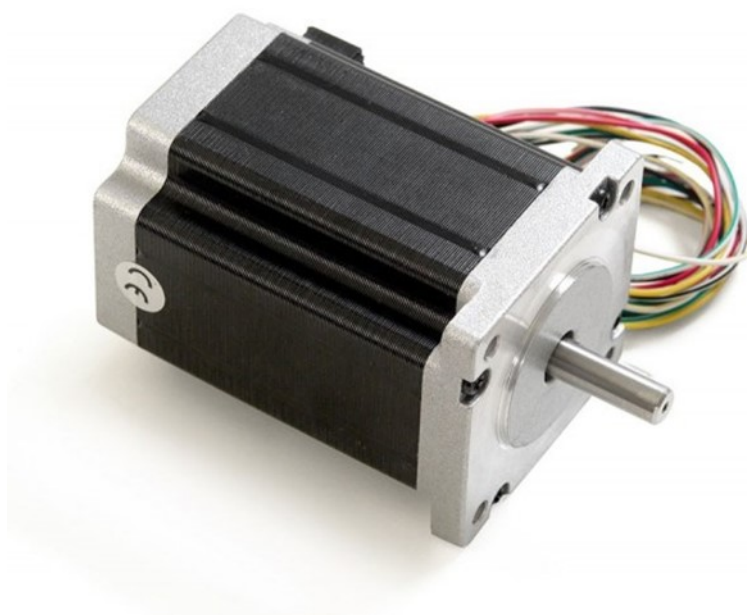


Figura 29: Motor de passo

Motor de corrente contínua

Os motores de corrente contínua, são equipamentos elétricos que operam aproveitando a forças de atração e repulsão geradas por eletroímãs e ímãs permanentes, fazendo rodar o seu eixo (Mariano, 2015).

Este tipo de motor, vai ser alimentado por correntes elétricas que ao serem conduzidas por duas bobinas próximas, vão-se formar forças que podem ser repulsivas ou atrativas, logo quando a bobina do rotor é alimentada por essa corrente, vai formar uma força repulsiva entre o rotor e o ímã permanente. Essa força repulsiva vai fazer com que o rotor mude de posição, fazendo-o rodar até o seu polo Norte ficar alinhado com o polo sul do ímã

permanente e vice-versa procurando o ponto de equilíbrio, pois estes apresentam forças atrativas entre si. No entanto, o rotor nunca vai encontrar o seu ponto de equilíbrio se este estiver sempre a ser alimentado por esta corrente, mantendo-se sempre em rotação constante (Mariano, 2015).

A velocidade de rotação de um motor de corrente contínua, depende da força que o rotor tem para girar, o que faz com que estes motores têm maior velocidade de rotação quando não têm cargas associadas. Por outro lado, quando são sujeitos a forças estes rodam com mais dificuldade. Para motores de pequena dimensão, se o requisito do projeto definir que os movimentos são mais lentos e com maior força, é necessário a implementação de uma caixa redutora (Mariano, 2015).

Os pontos positivos deste motor correspondem à capacidade de manter ciclo contínuo mesmo em baixas rotações com elevado torque, confiabilidade, ampla variação de velocidade com facilidade de controlo e o rendimento razoável.

Por outro lado, os pontos menos bons deste tipo de motores correspondem à necessidade de manutenção, ocorrência de arcos e faíscas devido à comutação de corrente por elemento mecânico (Silva, 2018).



Figura 30: Motor de corrente contínua

Escolha do atuador

Deste modo, recorreu-se à elaboração de uma matriz de decisão para relacionar os tipos de atuadores elétricos anteriormente enumerados com a finalidade a que estão associados, para se selecionar o motor que se enquadra melhor com os requisitos de projeto, que corresponde ao atuador com maior pontuação final. Para esta matriz de decisão do atuador, as três soluções foram avaliadas comparativamente consoante diferentes critérios. A escala de avaliação de cada critério está compreendida entre 1 e 6. Cada critério tem uma ponderação associada à importância desse critério de acordo com as especificações do projeto.

Tabela 5: Matriz de decisão (seleção do atuador)

Matriz de decisão – Atuador							
Tipo de atuador		Servomotor		Motor de Passo		Motor de Corrente Contínua	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y
Tamanho	6	6	36	4	26	5	30
Peso	5	5	25	3	15	4	20
Preço	4	4	16	5	20	2	8
Manutenção	3	5	15	6	18	1	3
Rendimento	2	5	10	4	8	6	12
Ruído	1	4	4	1	1	2	2
Total	-	-	106	-	88	-	75

Avaliando os resultados obtidos na realização da matriz de decisão, conclui-se que o tipo de motor que irá ser utilizado para realizar os movimentos da prótese, corresponde a servomotores. Esta escolha deste tipo de motor advém das suas características que são suficientemente capazes de satisfazer os requisitos do projeto, nomeadamente a não necessidade de manutenção, porque se trata de uma prótese de baixo custo de produção e manutenção, possuem tamanho reduzido, não sendo necessário adquirir algo mais complexo e caro.

O servomotor selecionado para integrar este projeto, consiste no servomotor MG92B. Este está incluído na gama de motores de menor dimensão disponíveis no mercado, o que satisfaz um dos mais importantes requisitos do projeto. Dentro da gama dos pequenos servomotores, este é o que apresenta um maior binário, de cerca 0.35 N.m. O binário que

estes motores são capazes de exercer, como foi analisado na primeira interação deste projeto, é suficiente para proporcionar as forças que os dedos exercem nas diferentes pegadas num cenário real (Ferrão, 2020).

Abaixo, está representado um esquema das especificações destes servomotores.



Figura 31: dimensões do servomotor MG92B



Figura 32: Servomotor MG92B

3.3.2 Sistema mecânico para flexão dos dedos

Após se realizar a seleção do tipo de atuador que se vai utilizar na prótese, cabe ao autor no próximo passo decidir qual é o mecanismo a que vai recorrer para proporcionar os movimentos aos dedos da prótese, nomeadamente os movimentos de extensão e flexão.

Os tipos de mecanismos vão ser explicados e enumerados, uma vez que muitos deles não têm um nome definido pelo autor, onde no final vai ser construída uma matriz de decisão para selecionar o mecanismo que mais se adequa às necessidades.

1º Opção

A primeira opção de mecanismo, foi desenvolvida por (Gopura & Bandara, 2018). Este mecanismo simplifica a estrutura do dedo em dois conjuntos de quatro barras, que estão interligados na articulação IFP (interfalângica proximal), por uma barra designada por “barra de acoplamento”. A articulação IFD (interfalângica distal), está acoplada ao segundo conjunto de quatro barras e á falange distal, como podemos observar na figura abaixo.

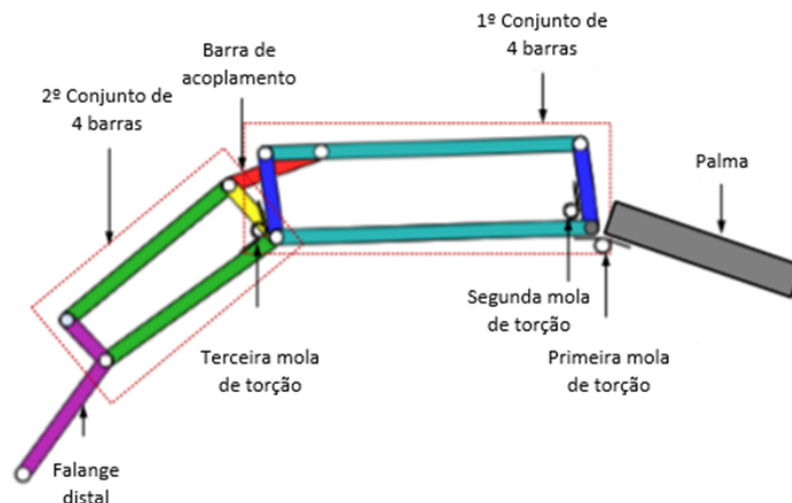


Figura 33: Esquema de dedo (Gopura & Bandara, 2018)

Inicialmente para esse realizar flexão dos dedos, é aplicado um binário na palma da mão que vai fazer com que o dedo se movimente como um corpo rígido, devido à segunda e terceira mola de torção.

Quando é aplicado o binário, a primeira mola de torção vai começar a comprimir, aumentando assim o deslocamento e a força que está a ser exercida na segunda mola. Quando essa força formada for superior à resistência da mesma, esta vai começar a torcer relativamente á falange proximal, fazendo deslocar a barra de acoplamento e consequentemente o deslocamento da falange média. Assim que a falange média começa a exercer força contra o objeto que é suposto manobrar, a terceira mola vai torcer, fazendo com que a falange distal de mova até agarrar o objeto (Gopura & Bandara, 2018). Posto

isto, para que as molas e o dedo se comportem desta forma, as molas têm de respeitar uma ordem de constante elástica, observando a relação seguinte:

$$K_{\text{terceira mola}} < K_{\text{primeira mola}} < K_{\text{segunda mola}}$$

Abaixo está representado um esquema de auto adaptação do mecanismo ao manobrar um objeto.

Quando o movimento da falange proximal é restringido devido à geometria do objeto, a barra de acionamento continua a girar em relação à falange proximal, fazendo comprimir a segunda mola de torção, levando à ativação da articulação IFP (interfalângica proximal) até a falange média tocar no objeto. Quando existir a paragem forçada do movimento da falange média devido ao objeto, a terceira mola de torção é comprimida e a barra lateral do primeiro conjunto começa a girar em relação à falange média. Deste modo, a falange distal irá girar até colidir com o objeto (Ferrão, 2020).

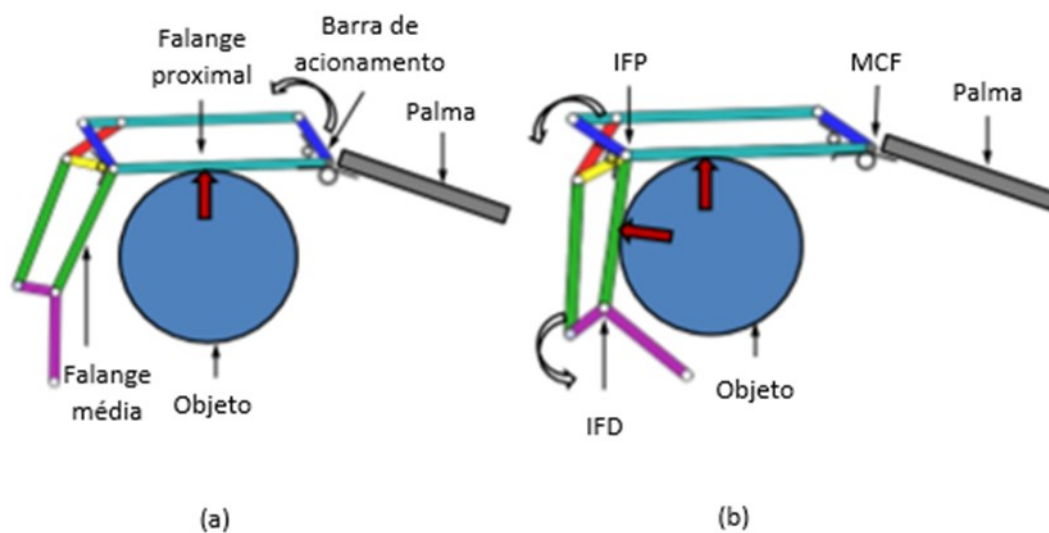


Figura 34: Esquema de auto adaptação (Gopura & Bandara, 2018)

O binário que é colocado na mão, é adicionado através de motores acoplados na mesma. Nas articulações dos dois conjuntos das quatro barras, estão presentes rolamentos de esferas para diminuir o atrito dos movimentos (Gopura & Bandara, 2018).

2º Opção

O segundo mecanismo foi estudado por (Xu et al., 2015) e está presente em próteses que apresentam na sua constituição apenas um atuador, sendo um sistema simples e barato,

levando à implementação em massa em diferentes tipos de próteses, nomeadamente na Michelangelo Hand que possui apenas três atuadores e é caracterizado pela sua simplicidade, robustez e preço aceitável (Xu et al., 2015).

As implementações destes mecanismos resultam na sub-atuação das próteses, onde apresentam aproximadamente o mesmo método de funcionamento, de modo que quando uma falange do dedo toca num objeto, este pare e as restantes falanges continuem o movimento e envolvam o objeto. Os diferentes tipos de mecanismos são apresentados na figura abaixo.

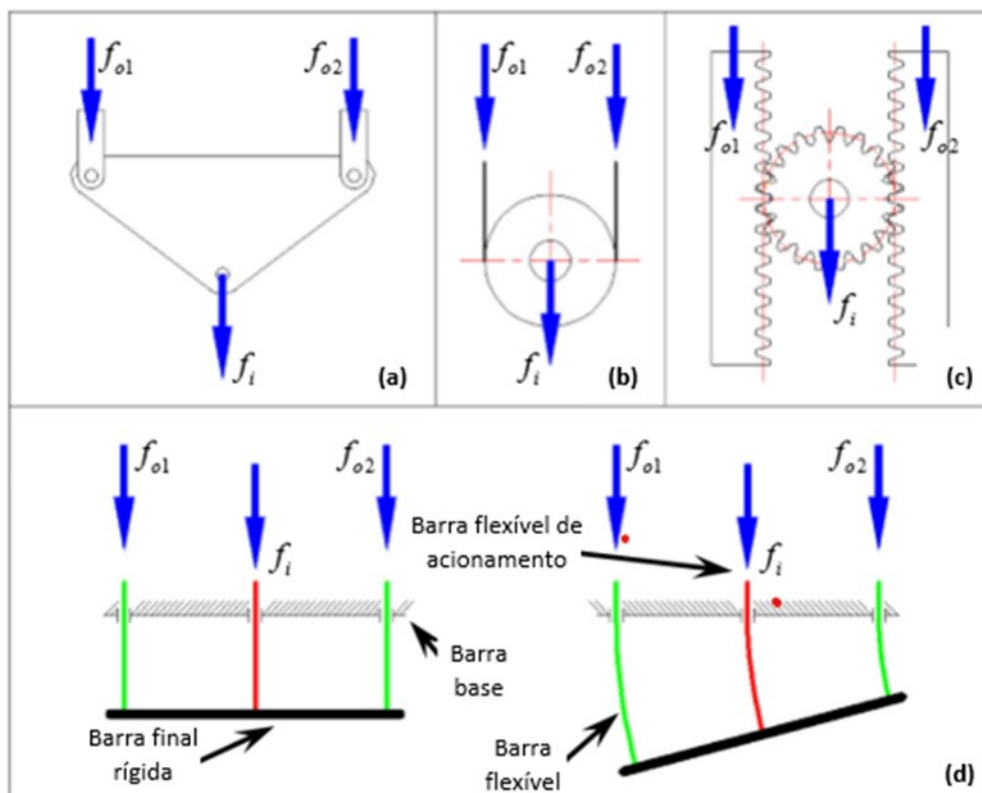


Figura 35: Explicação do esquema desenvolvido (Xu et al., 2015)

Na figura 35, podemos observar os quatro mecanismos dos dedos, onde o princípio de funcionamento é muito semelhante entre estes. A força f_i é a força que o motor exerce, e as forças f_{o1} e f_{o2} , representam as forças exercidas nos dedos, resultantes da tração dos fios do sistema (Xu et al., 2015).

Na figura (a) está representado um mecanismo baseado num diferencial por alavancas. A distribuição das forças de tração (f_{o1} e f_{o2}), vai depender das cargas externas exercidas nos dedos. Quando estas são iguais, a alavanca vai ter um declive nulo, ou seja, perpendicular aos fios que ligam os dedos, por outro lado, quando estas forças de tração não são iguais vai ocorrer um declive na alavanca. Quando ocorre esse declive, o lado onde está a ser

exercida mais força vai parar, devido á obstrução do movimento do dedo, enquanto o lado que tem menor força continua em movimento, até estas duas se voltarem a igualar (Xu et al., 2015).

Na figura (b) e (c), o mecanismo de diferencial é praticamente o mesmo, no entanto, o primeiro é tracionado por uma polia e o segundo por um pinhão e cremalheira. A força de entrada é ativada no centro da polia/pinhão, que vão gerar duas forças de tração de saída, tal como acontecia na imagem (a). Quando umas das forças de tração se destaca, esse dedo vai parar, continuando o outro em movimento, até as duas forças se voltarem a equilibrar (Xu et al., 2015).

Por último, os autores apresentaram o mecanismo apresentado em (d). Este tem na sua constituição uma barra de base estática, uma barra flexível de acionamento que é onde se vai exercer a força f_i e duas barras flexíveis onde as forças f_{o1} e f_{o2} vão estar exercidas e que têm a finalidade de direcionar o movimento da barra final rígida onde estão acopladas.

Portanto, quando a força de entrada atua na barra flexível de acionamento e as cargas externas não estiverem com a mesma magnitude, a força de entrada continuará a atuar, fazendo com que as barras flexíveis sejam dobradas e ocorra movimento. Quando a força de tração de um dos lados é superior, e a força de entrada continua a ser exercida, a barra do lado onde a força é maior vai deixar de se mover, começando a flexionar para o lado onde a força é maior. Quanto maior flexão, maior energia potencial elástica das barras, levando ao aumento da força de tração do lado maior. Quando a maior força de tração superar a carga externa que está a obstruir o movimento dos dedos, a barra flexível começa a mover-se novamente até as forças de saída se voltarem a igualar (Xu et al., 2015).

Um outro mecanismo muito semelhante aos anteriores da autoria de (Weiner et al., 2018), tal como os anteriores, utiliza um sistema de diferencial, como é observável na figura abaixo.

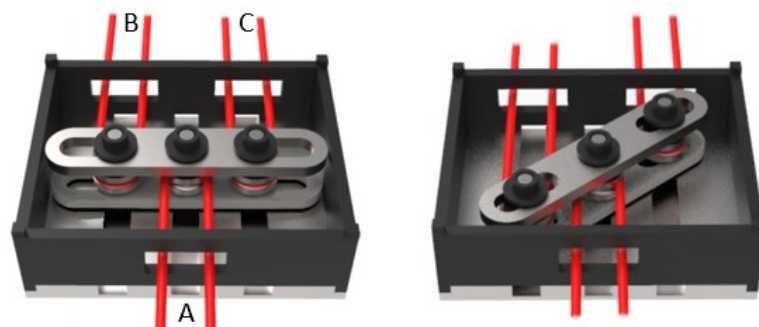


Figura 36: Mecanismo de diferencial desenvolvido por (Weiner et al., 2018)

Este mecanismo é implementado na mão da prótese, onde os conjuntos de fios B e C estão ligados a os dedos mindinho, médio, indicador e anular, e o conjunto de fios A, está acoplado ao motor que vai desencadear esses movimentos. Todos os fios estão ligados a uma mesma barra. Esta barra tal como os sistemas anteriores, vai-se manter com um declive nulo se as forças exercidas nos dedos forem iguais, no entanto, quando a força de um ou mais dedos é superior do que os outros, estes vão bloquear o movimento, deixando os restantes dedos livres de movimento até estes ficarem todos a exercer a mesma força, tornando assim o declive da barra nulo, tal como acontecia nos mecanismos anteriores (Weiner et al., 2018).

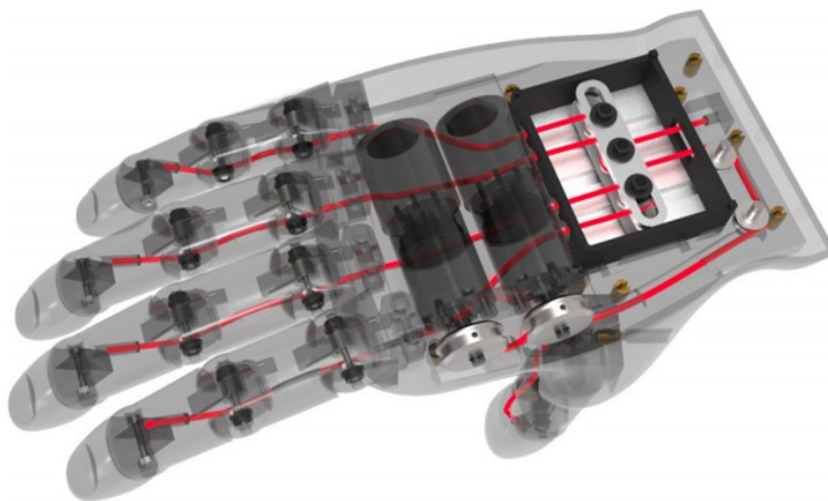


Figura 37: Implementação do mecanismo desenvolvido por (Weiner et al., 2018)

3º opção

A terceira opção de funcionamento foi estudada por (Chang et al., 2004). Este mecanismo bastante simplista de apenas um atuador, pode ser comparado a uma garra ou pinça, uma vez que os dedos não têm independência, logo não é possível mover um dedo independentemente dos outros. O método de funcionamento desta prótese, consiste no “esmagamento” dos objetos entre o dedo polegar e os restantes dedos que estão ligados entre si (Chang et al., 2004).



Figura 38: Mecanismo desenvolvido por (Chang et al., 2004)

Na figura abaixo, é possível averiguar mais em pormenor todos os componentes que formam este sistema. A junta A, que consiste na engrenagem de maior dimensão do sistema, corresponde á engrenagem motora, que vais estar acoplada ao motor responsável pelos movimentos. Essa junta A, vai estar ligada a outras engrenagens e alavancas da prótese, para realizar o movimento de preensão (Chang et al., 2004).

Este mecanismo, é bastante utilizado na indústria das próteses, não porque é funcional, uma vez que esta apresenta um movimento de preensão bastante restrito, onde não é fisicamente possível manobrar objetos de pequeno porte e diferentes geometrias, mas porque as próteses deste tipo apresentam preços relativamente baixos de aquisição e de manutenção (Chang et al., 2004).

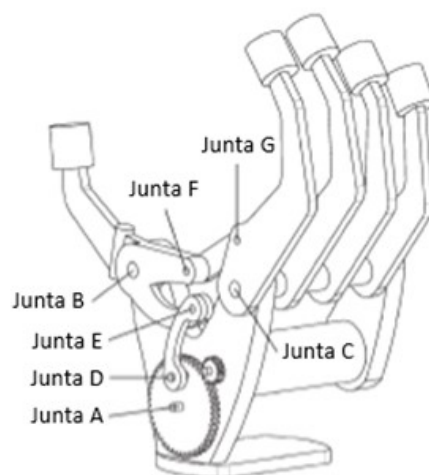


Figura 39: Constituintes do sistema (Chang et al., 2004)

4º opção

A quarta opção de mecanismo para possibilitar o movimento dos dedos, provém de (Jones & Stopforth, 2016). Este mecanismo possibilita o movimento independente de cada dedo individualmente, onde cada dedo está acoplado a um atuador, sendo este o responsável pelo movimento das falanges e das articulações do dedo a que este está associado, como é observável na figura abaixo (Jones & Stopforth, 2016).

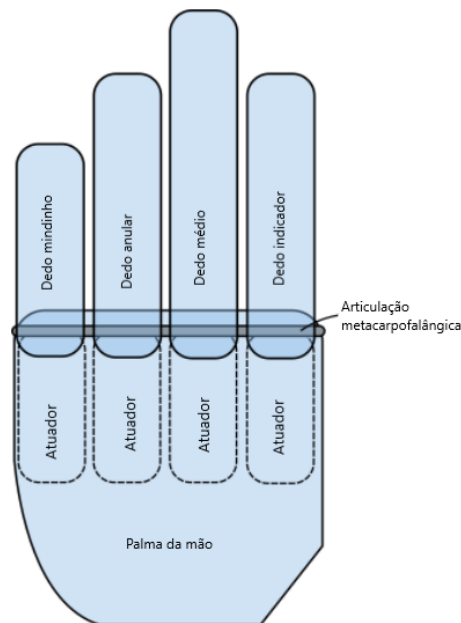


Figura 40: Esquema de mecanismo por (Jones & Stopforth, 2016)

Os dedos neste tipo de mecanismo, movem-se com base na tração de cabos dispostos de forma tal que as articulações estão todas ligadas mecanicamente, como é observável na figura abaixo.

O princípio de funcionamento está baseado nos cabos a, b, c, d que estão ligados a polias específicas, a 1, 2, 3, 4, em que a polia 1 corresponde à articulação metacarpofalângica, as polias 2 e 3 correspondem à articulação interfalângica proximal, e a polia 4 corresponde à articulação interfalângica distal. Os cabos a e b, são conectados às polias 1 e 3, e os cabos c e d são conectados às polias 2 e 4. Quando um torque é aplicado na polia 1 no sentido anti-horário, os cabos b e c vão sofrer tração, ocorrendo assim o movimento de flexão. Por outro lado, para se realizar o movimento de extensão, é aplicado um torque no sentido horário na polia 1, fazendo com que os cabos a e d sofram tração. Os diâmetros das polias, vão definir o rácio do deslocamento de cada junta, assim como os torques exercidos (Jones & Stopforth, 2016).

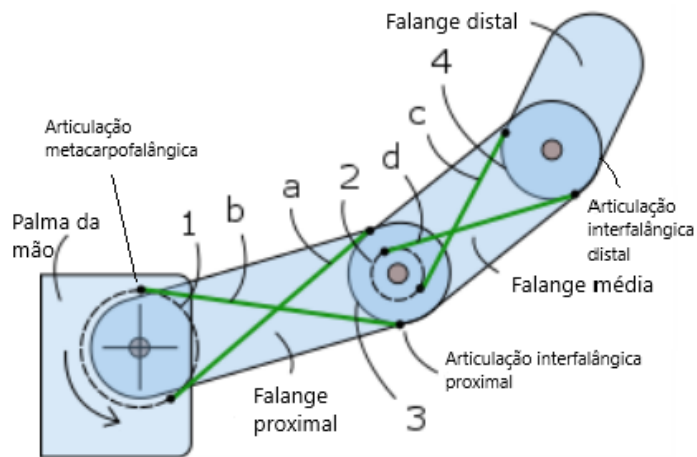


Figura 41: Componentes do mecanismo (Jones & Stopforth, 2016)

A figura abaixo mostra esquematicamente como consiste o acoplamento entre os motores e os dedos. Para isso, são utilizadas mais polias e cabos, onde a polia 1 é passiva. O cabo liga a polia que está localizada na falange proximal (2), passa pela polia 1 e termina na polia do motor. Para se realizar os movimentos de flexão ou extensão, o motor vai ter de rodar para lados diferentes, enrolando o cabo (Jones & Stopforth, 2016).

Este mecanismo é bastante interessante, no entanto apresenta uma enorme quantidade de componentes o que se torna numa tarefa extremamente complexa realizar a sua montagem, logo maior probabilidade de falha.

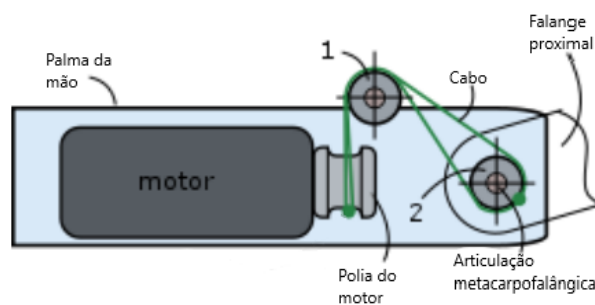


Figura 42: Posicionamento dos motores (Jones & Stopforth, 2016)

5º opção

A quinta opção de mecanismo, consiste na tração de cabos que funcionam como se fossem tendões, e a utilização de tendões passivos. Esta solução é trazida por diversos autores, nomeadamente (Fajardo et al., 2020) e (Liow et al., 2019)

Começando pela solução de (Fajardo et al., 2020), estes dimensionaram um mecanismo sobredimensionado para simplificar o processo de fabricação e de montagem, obtendo assim uma solução de baixo custo.

Os dedos são constituídos por três falanges e três articulações, isto para mimilar a biomecânica da mão humana, resultando assim em três graus de liberdade por dedo. Esta morfologia é visível na figura 43 (Fajardo et al., 2020).

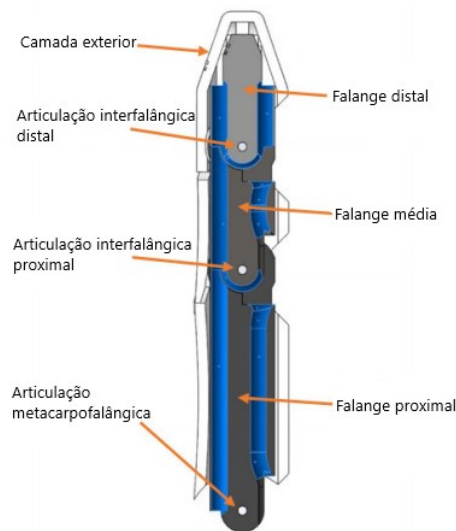


Figura 43: Esquema de (Fajardo et al., 2020)

Como foi referido anteriormente, a flexão dos dedos é dada por meio da atuação de cabos, que vão funcionar como tendões ativos, localizados na face volar dos dedos. Por outro lado, vão existir também cabos elásticos, que por sua vez, estes são tendões passivos responsáveis pelos movimentos de extensão, localizados no lado dorsal dos dedos, como mostra a figura abaixo.

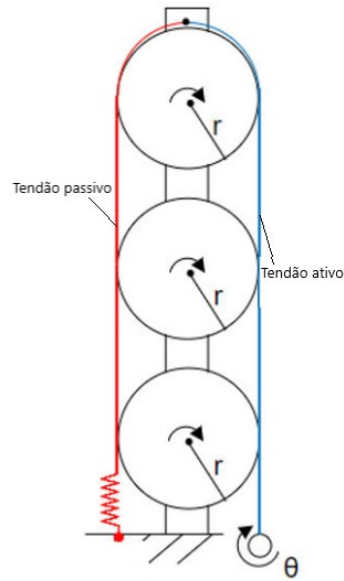


Figura 44: Posicionamento dos cabos (Fajardo et al., 2020)

Quando o tendão ativo é tracionado pelo motor responsável por essa operação, vai-se formar uma força de tração ativa positiva. Por outro lado, a força do tendão passivo também vai aumentar exclusivamente devido à flexão das articulações, onde quanta maior flexão das mesmas, faz surgir maior força no tendão passivo. Quando a força a que o tendão ativo está sujeito é maior do que a força do tendão passivo, ocorre movimento de flexão, no entanto, quando a força do tendão passivo é maior do que a força no tendão ativo, ocorre o movimento de extensão dos dedos (Fajardo et al., 2020).

A solução proposta por (Liow et al., 2019) é muito semelhante á anterior, onde a força exercida no tendão ativo é realizada através de um conjunto de engrenagens acopladas aos motores dimensionados. A única diferença entre este sistema e o sistema referido anteriormente, consiste na diferença de materiais utilizados para o tendão passivo, onde no caso anterior consistia numa banda elástica e neste caso é uma mola, não alterando o seu método de funcionamento (Liow et al., 2019).

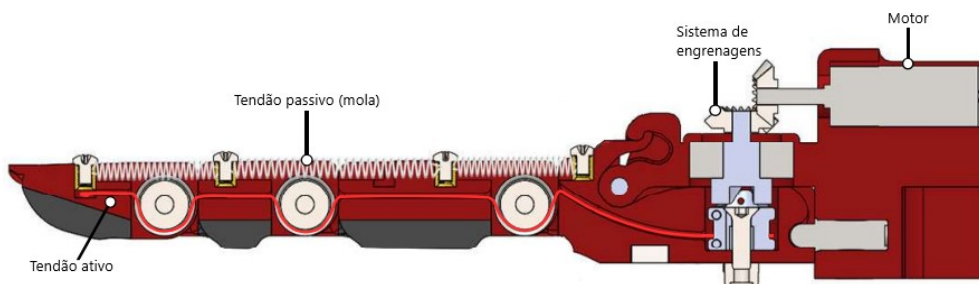


Figura 45: Solução proposta por (Liow et al., 2019)

6º opção

A sexta opção de mecanismo, é muito semelhante à quinta opção. Esta nova opção, é trazida por (Hussein, 2014), onde cada dedo é constituído por 3 peças individuais impressas, ligadas entre si de forma a formar juntas de rotação dos dedos.

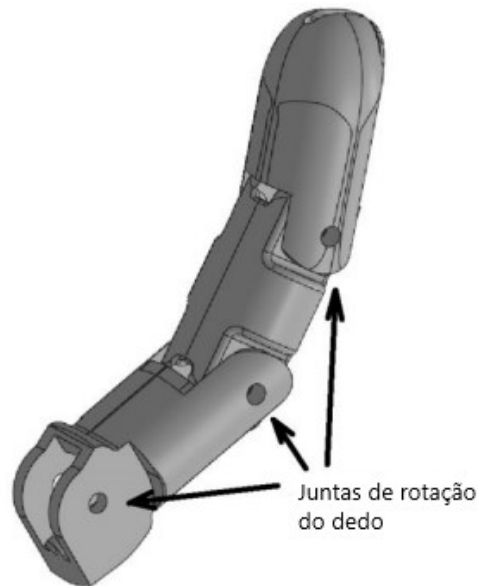


Figura 46: Esquema de dedo (Hussein, 2014)

O que difere esta solução da anterior, consiste na inexistência de tendões passivos, sendo agora formado por dois tendões ativos sujeitos a tração, um localizado na face volar dos dedos, e os outros localizados na face dorsal dos dedos (Hussein, 2014).

Os tendões ativos são presos ao ponto mais distal dos dedos, ou seja, à ponta da falange distal. Para os prender, vão ser dados um conjunto de nós para aumentar substancialmente o volume do fio naquele ponto, impossibilitando que este escorregue para o interior dos dedos pelos canais por onde passa. Quando um dos tendões é tensionado, este vai puxar a ponta do dedo o que faz com que todas as articulações girem para realizar os movimentos de extensão ou flexão (Hussein, 2014).

Para maximizar o binário de rotação dos dedos, para além de os tendões estarem acoplados à ponta mais distal dos dedos, estes também devem atravessar os dedos o mais longe possível dos pontos de rotação, ou seja, o mais longe possível das articulações, aumentando assim o braço e conseqüentemente o binário (Ferrão, 2020).

Na imagem abaixo é possível observar as articulações dos dedos, assim como os tendões. Quando o que está localizado na face volar (cima) do dedo é tracionado, este vai realizar o

movimento de flexão. Por outro lado, quando o tendão da face dorsal é tracionado (baixo), o dedo vai realizar o movimento extensão (Hussein, 2014).

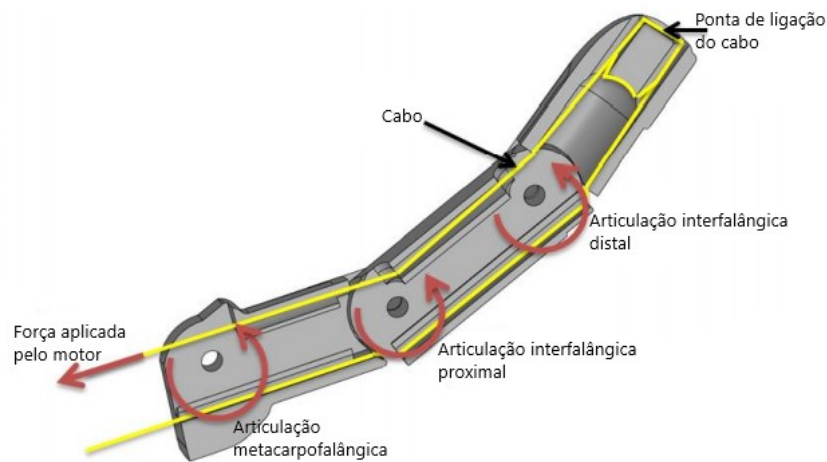


Figura 47: Posicionamento dos tendões (Hussein, 2014)

Seleção do mecanismo a adotar

A meu ver, os mecanismos acima enumerados e explicados são os principais utilizados no desenvolvimento de próteses, no entanto isso não impossibilita a existência de outros sistemas, mas no fundo pouco divergem destes em materiais e métodos de funcionamento.

Preferencialmente vai-se optar por um sistema sub-atuado, pois um sistema desta natureza apresenta número menos de atuadores em comparação com o número de graus de liberdade, tornando-a assim mais barata e funcional.

Para saber qual o mecanismo adequado, recorri a uma matriz de decisão. Novamente, a escala de avaliação dos critérios está compreendida entre 1 e 6, e o mecanismo que obter maior pontuação, irá ser o escolhido.

Tabela 6: Matriz de decisão para o mecanismo dos movimentos de flexão e extensão dos dedos

Matriz de decisão – Mecanismo dos movimentos de flexão e extensão dos dedos													
Opção		1º		2º		3º		4º		5º		6º	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y
Custo	6	1	6	5	30	6	36	3	18	2	12	4	24
Peso	5	2	10	5	25	1	5	4	20	6	30	3	15
Funcionalidade	4	2	8	3	12	1	4	5	20	6	24	4	16
Complexidade	3	2	6	4	12	3	9	1	3	6	18	5	15
Robustez	2	5	10	2	4	6	12	4	8	3	6	1	2
Estética	1	2	2	6	6	1	1	5	5	4	4	3	3
Total	-	-	42	-	89	-	67	-	74	-	94	-	75

Após analisar os resultados obtidos na matriz de decisão, optou-se por implementar dois sistemas responsáveis pelos movimentos de flexão/ extensão. Para os dedos indicador e médio, como são dedos de elevada importância devido às diferentes funções que desempenham, estes são independentes de se mover, utilizando a 5º opção desenvolvida.

Quanto aos dedos mindinho e anelar, estes vão-se mover utilizando um sistema de diferencial, que corresponde à opção 2 analisada.

3.3.3 Sistema mecânico para adução do polegar

A mão humana desempenha um papel importante nas atividades da vida diária, onde esta é diretamente influenciada pelo polegar. O polegar contribuiu significativamente na evolução humana, devido á maior habilidade de manipulação, possibilitando movimentos de pinça essenciais, nomeadamente manobrar e usar ferramentas (Fajardo et al., 2020). Segundo (Rodrigues et al., 2007), quando há perda do polegar, o déficit funcional da mão

apresenta-se em torno de 40%, porém a real perda observada pode ser substancialmente maior, daí a importância do mesmo.

Esta é uma secção inteiramente destinada ao polegar, uma vez que é um dedo “especial” no que toca aos movimentos capazes de exercer. Este para além de exercer movimentos de extensão e flexão como os restantes quatro dedos, este também exerce os movimentos de adução e abdução que permite oposição com qualquer outro dedo no movimento de pinça.

Para os movimentos de extensão e flexão, o mecanismo a adotar já foi definido anteriormente, agora o foco corresponde aos restantes movimentos de adução/abdução, com objetivo de seleccionar uma solução para os desempenhar.

1º opção

A primeira opção do mecanismo surge por (Fajardo et al., 2020), que consiste num mecanismo de engrenagens e de dois atuadores. O primeiro está localizado no metacarpo do polegar, que está responsável pelos movimentos de abdução e adução e o segundo está implementado na palma da mão, estando responsável por rodar o polegar 15 graus em relação ao plano da mão, fazendo o “trabalho” da articulação metacarpofalângica do polegar.

O sistema de engrenagens é composto por uma engrenagem cónica acoplada ao motor, e uma engrenagem helicoidal localizada no metacarpo do polegar, de maneira a transmitir o binário do atuador para o dedo (Fajardo et al., 2020).

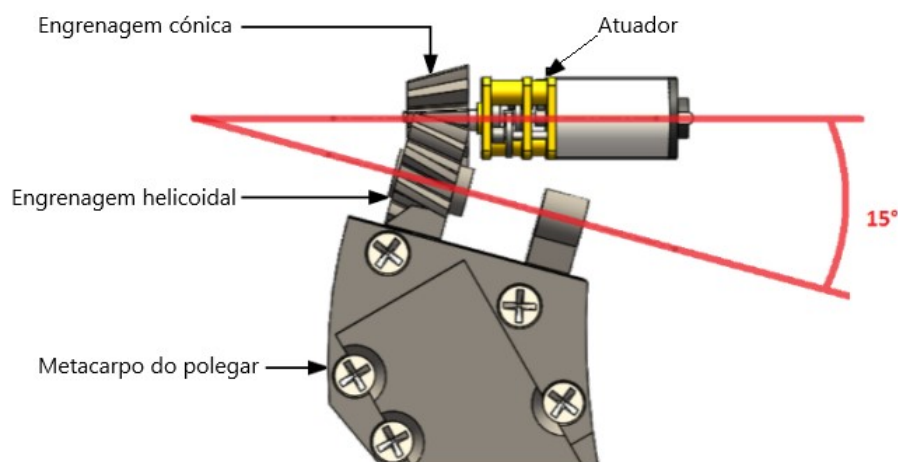


Figura 48: Mecanismo de (Fajardo et al., 2020)

2º opção

O polegar como referido anteriormente e salientado por (Yong et al., 2019), é um dedo de extrema importância para a realização de tarefas domésticas, além de conseguir mover-se independentemente dos restantes dedos.

A 2º opção de mecanismo para replicar os movimentos do polegar para a prótese, consiste na utilização de 2 motores e o polegar corresponde a quatro segmentos ligados entre si, nomeadamente a base do polegar, o metacarpo, falange proximal e a falange distal.

Os motores utilizados (motor 2 e motor 3), são responsáveis pelos pares de movimentos de adução/abdução, e flexão/ extensão respetivamente, dando mais ênfase ao mecanismo de funcionamento do motor 2, pois o mecanismo de flexão/extensão, já foi solucionado anteriormente.

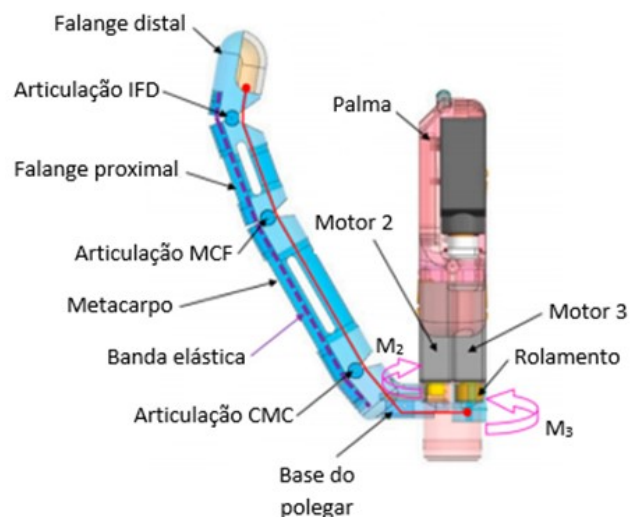


Figura 49: Mecanismo desenvolvido por (Yong et al., 2019)

O motor 2 responsável pelos movimentos de adução/abdução, está acoplado á base do polegar por meio de um componente em formato de “L” que liga o eixo do motor ao restante dedo, possibilitado que este rode para dentro e para fora da palma da mão, como é observável na figura abaixo. O ângulo que o polegar é capaz de exercer, vai estar diretamente ligado com a capacidade que o motor tem para realizar esse trabalho.



Figura 50: Posicionamento do motor (Yong et al., 2019)

3º opção

O terceiro mecanismo foi desenvolvido por (Gopura & Bandara, 2018). O sistema responsável pelos movimentos do polegar consiste num sistema de dois motores perpendiculares, onde o motor 1 está responsável pelos movimentos de extensão/flexão, e o motor 2 responsável pelos movimentos de adução e abdução. O mecanismo responsável por movimentar os dedos, corresponde a um sistema de engrenagens helicoidais com uma taxa de redução de 35:1. O mecanismo/dedos, estão acoplados à palma da mão, como é observável na figura (Gopura & Bandara, 2018).

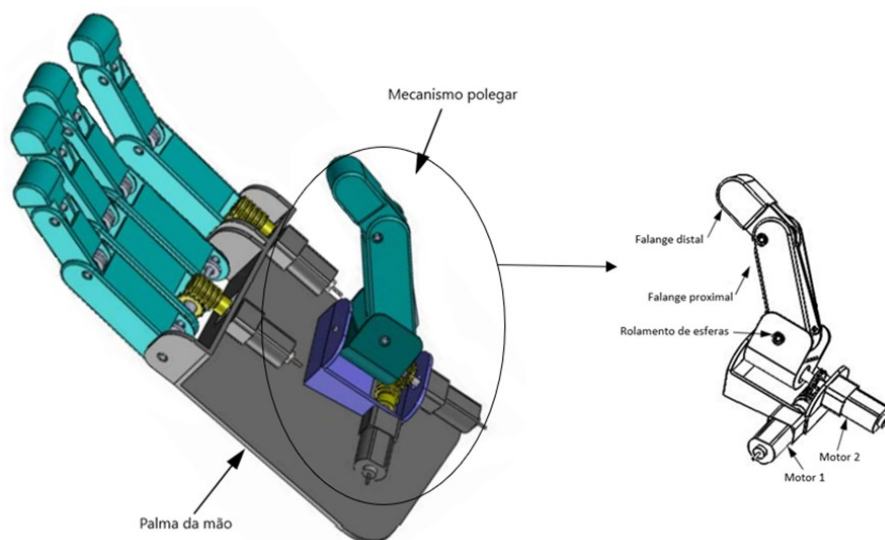


Figura 51: Mecanismo desenvolvido por (Gopura & Bandara, 2018)

4º opção

A quarta opção de mecanismo para replicar os movimentos do polegar, provêm de (Dechev et al., 2001). Para estes autores, o polegar é capaz de flexionar/estender como os restantes dedos, mas também realizar adução/abdução, ou seja, sofrer rotação relativamente à palma da mão.

O polegar é formado por um conjunto de ligações, que por sua vez estão acopladas á base do polegar. Para este se flexionar/estender, é tracionado um cabo que vai fazer essas ligações moverem-se. Por outro lado, a base do polegar não se move nesse movimento, apenas para os de adução/abdução (Dechev et al., 2001).

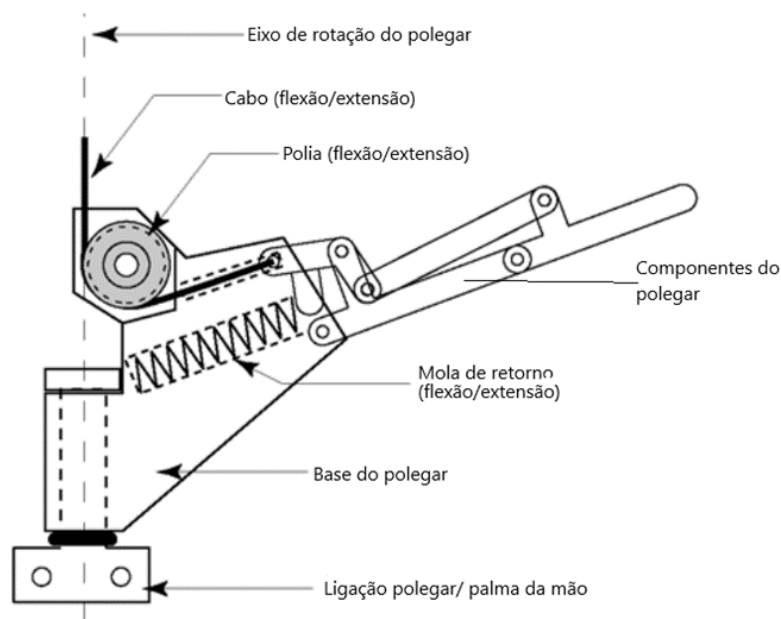


Figura 52: Sistema desenvolvido por (Dechev et al., 2001)

O projeto dimensionado por (Dechev et al., 2001), tinha como objetivo fundamental o preço mais reduzido possível, baixa dimensão e baixo peso, o que levou aos engenheiros projetistas a concluir que o movimento de adução/abdução, devia ser realizado por uma força exterior, como pressão exercida sob uma superfície ou pela ajuda da outra mão saudável caso fosse possível, logo a implementação de um motor extra, só ia contra os objetivos iniciais deste projeto (Dechev et al., 2001).

A figura abaixo demonstra os componentes dos mecanismos de movimento, assim como o alcance dos mesmos.

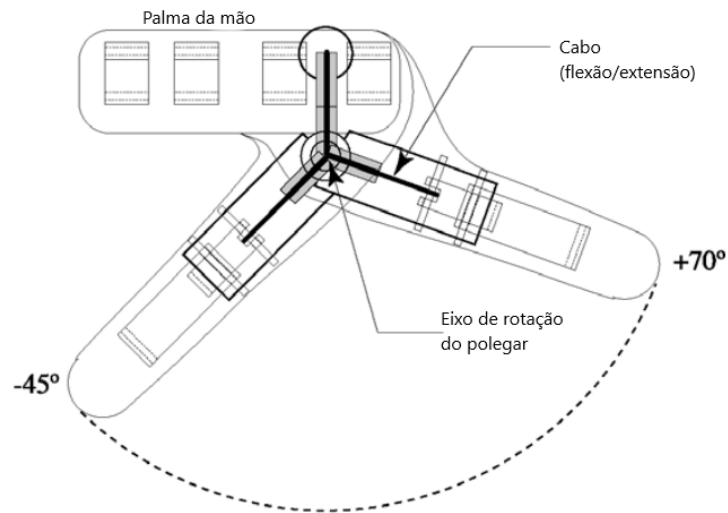


Figura 53: Alcance dos movimentos (Dechev et al., 2001)

5º opção

A quinta opção de mecanismo, foi desenvolvida por (Losier et al., 2011). Este sistema, possibilita o movimento lateral (adução/abdução) do polegar, sem qualquer assistência mecânica exterior, isto devido á utilização de um mecanismo que liga os movimentos laterais e de flexão/extensão a um único atuador, utilizado um sistema de came (Losier et al., 2011).



Figura 54: Polegar desenvolvido por (Losier et al., 2011)

Este sistema de came controla o eixo proximal do polegar, que controla a secção distal do mesmo, até se posicionar corretamente para cada tipo de pega que o utilizador pretende fazer, como por exemplo pegas cilíndricas ou esféricas (Losier et al., 2011).

Seleção do mecanismo a adotar

Após expor os vários mecanismos que o autor acha pertinente para os movimentos de adução e abdução do polegar, foi realizada uma matriz de decisão, com uma escala de avaliação de critérios de 1 a 5, para determinar o mecanismo a utilizar na segunda iteração deste projeto.

O mecanismo a ser selecionado, vai ser o que obter maior pontuação no total mediante os critérios escolhidos.

Tabela 7: Matriz de decisão para o mecanismo dos movimentos de adução e abdução do polegar

Matriz de decisão – Mecanismo dos movimentos de adução e abdução do polegar											
Opção		1º		2º		3º		4º		5º	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y
Custo	5	3	15	4	20	1	5	5	25	2	10
Peso	4	4	16	5	20	1	4	2	8	3	12
Funcionalidade	3	4	12	4	12	3	9	1	3	4	12
Complexidade	2	3	6	4	8	1	2	5	10	2	4
Robustez	1	4	4	4	4	2	2	1	1	3	3
Total	-	-	53	-	64	-	22	-	47	-	41

Após a análise dos resultados obtidos na matriz de decisão, a opção 2 do mecanismo para os movimentos de adução/abdução do polegar, são os que melhor satisfazem as necessidades de projeto, daí a ser esta a opção utilizada na segunda iteração desta prótese.

3.3.4 Interface de ligação prótese/braço

Neste segmento, vai ser discutida a interface de ligação entre a prótese e o coto do paciente. Este é um fator de extrema importância para o sucesso da prótese, pois segundo inquéritos realizados aos utilizadores deste tipo de aparelhos, a má sensação do encaixe e o desconforto, são das principais razões que levam às pessoas com défice de membros, à não utilização deste tipo de dispositivos (Almeida, 2018). Para isso, a fixação deve ocorrer de forma confortável e utilizar uma área de contacto e formato dimensionados e personalizados a cada paciente, de modo que a sensação de firmeza e de conforto sejam uma constante em todas as ocasiões e movimentos realizados normalmente no dia a dia por longos períodos (Polis, 2009).

O primeiro objetivo da interface de ligação homem máquina, consiste na proteção do membro residual, uma vez que cerca de 90% das amputações de membros superiores surgem de traumas físicos, podendo resultar em zonas de elevada sensibilidade e irregularidades (Hussein, 2014). Se a qualidade da interface entre o membro remanescente e a prótese não proporcionar um encaixe perfeito, esta não proporciona conforto e habilidade ao amputado para controlar o membro artificial (Marks & Michael, 2001), e principalmente a pressão elevada e prolongada nas áreas danificadas, assim como picos de pressão em algumas regiões, podem causar o aparecimento de problemas, nomeadamente dor, bolhas, irritações na pele, edema, eczema, alteração na postura corporal e restrição do fluxo sanguíneo. Desconfortos físicos e tensão nervosa a médio prazo ou manchas na pele, levam a taxas de rejeição de próteses extremamente elevadas, podendo atingir entre um terço a 80% de utilizadores em todo o mundo, daí a necessidade e a importância desta temática no desenvolvimento de uma prótese (Castellini, 2020).

Para além dos cuidados enunciados acima que as interfaces de ligação prótese/braço têm de satisfazer, estas têm de permitir também o controlo intuitivo total sobre o dispositivo ou seja, este deve ser fácil de entender e operar de forma rápida, sem haver necessidade de um elevado treino por parte do paciente humano que a está a utilizar, até ao ponto que o beneficiário se esquece que o está a utilizar como uma extensão do seu corpo, mas como se fizesse parte de si mesmo (Castellini, 2020).

Para a prótese que está a ser desenvolvida, foi estipulado na primeira iteração deste projeto que esta iria funcionar através de sinais mioelétricos recolhidos no membro remanescente. Esses sinais mioelétricos, correspondem a ondas de despolarização que são enviadas através das fibras musculares durante a ativação muscular, recolhidas pelos sensores colocados no braço, que deverá ser traduzido por um processador para um sinal

de entrada para o movimento dos motores, desde velocidade até ângulo de rotação do atuador, daí a importância dos sensores estarem localizados tão precisamente quanto possível (Castellini, 2020).

Para os elétrodos (sensores de captação de sinal) estarem localizados corretamente no membro remanescente, ao paciente são realizados alguns testes utilizando um eletromiógrafo que basicamente consiste num aparelho que avalia e regista a capacidade dos potenciais elétricos gerados nas fibras musculares (TuaSaude, 2021). Os elétrodos são colocados nos locais do coto onde os sinais lidos são mais fortes, para os músculos fletores, assim como os extensores (Vidal, 2008). A captação dos sinais, é influenciada por diversos fatores, nomeadamente a idade do utilizador, hipertrofia muscular ou lesões traumáticas que influenciam as placas neurais, a falta de estabilidade da superfície do coto, sudorese excessiva e fadiga (Sousa & Andrade, 2017).

A interface de ligação entre o membro residual e a prótese, pode ser proporcionada por diferentes tipos e sistemas, consoante as necessidades do utilizador, pela condição que o coto se encontra, comprimento e volume do membro residual, estabilidade dos ligamentos e nível de atividade do utilizador (Domingues, 2016).

Os métodos de fixação, podem-se dividir em dois grupos: os invasivos e os não invasivos, onde vão ser enumerados e explicados no desenvolver deste segmento, com o objetivo de no final se proceder á realização e análise de uma matriz de decisão para se seleccionar o método e a interface de ligação entre o coto e o braço robótico que mais se adequa às necessidades do projeto.

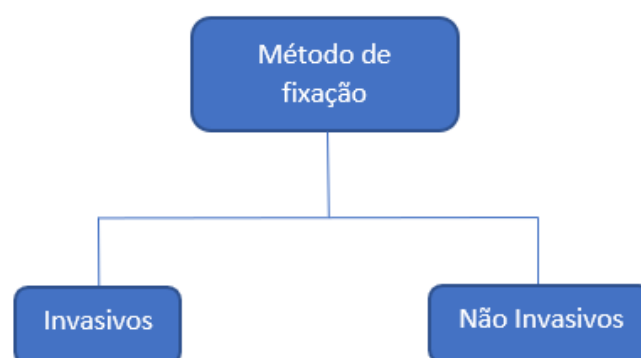


Figura 55: Métodos de fixação de próteses

1º Opção

A primeira opção de suspensão da prótese, consiste na osseointegração. Este é um método invasivo de fixação de próteses que surgiu no início da década de 90 na Suécia. Tal como o nome indica, consiste basicamente em fazer um implante de um parafuso de titânio no osso, onde na outra ponta a prótese pode ser fixada por meios que permitam a fácil desmontagem. Esta é uma técnica muito semelhante ao método já vulgarmente utilizado no implante dentário na mandíbula, mas neste caso o implante é realizado no osso do membro remanescente (Marks & Michael, 2001).

Para se proceder à instalação deste tipo de implantes, é necessário recorrer a duas fases cirúrgicas. A primeira intervenção consiste em expor o osso do coto, para se inserir um implante intramedular de titânio (parafuso fixador) no tecido ósseo e a ferida é então fechada, levando a um tempo de recuperação de aproximadamente 6 meses, para que o osso e o implante se fundam (Jönsson et al., 2011). A segunda fase consiste em expor o implante previamente instalado, e inserir o pilar que liga o parafuso à prótese. Após um período de reabilitação, a prótese é acoplada ao implante neste caso já completamente cicatrizado, resultando no esquema seguinte (Almeida, 2018).

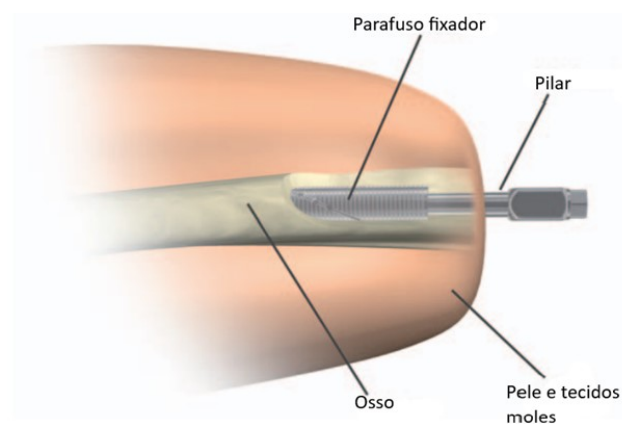


Figura 56: Osseointegração (Almeida, 2018)

Esta é uma solução que apresenta vantagens relativamente aos métodos vulgarmente utilizados, nomeadamente uma melhor estética, aumento das capacidades físicas, maior sensação de firmeza e segurança, não há necessidade de tecido mole para suportar o peso da prótese, ausência de problemas de circulação sanguínea e o ajuste não é afetado por mudanças do volume do coto (Almeida, 2018; Hussein, 2014).

Por outro lado, com a utilização deste método podem surgir também complicações, particularmente o elevado número de cirurgias a que a pessoa se tem de sujeitar, o risco iminente de infeção superficial e profunda é sempre constante, o que pode levar a necrose

cutânea, libertação do implante, fratura óssea, a higiene pessoal tem de ser realizada de forma muito meticulosa, e não se recomenda a utilização deste tipo de interface em pessoas com idade avançada, nem com problemas de circulação (Almeida, 2018; Marks & Michael, 2001; Salminger et al., 2018).

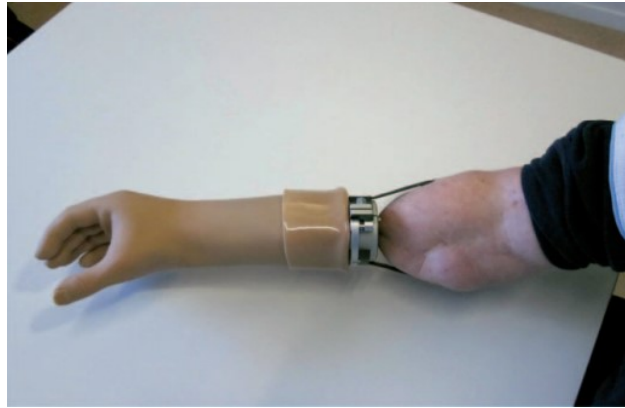


Figura 57: Osseointegração cicatrizada

2º opção

A segunda opção apresentada consta num método de suspensão da prótese não invasivo, que corresponde na utilização de uma meia/ manga que engloba o coto do paciente e liga-se à prótese, com a finalidade de proporcionar uma ligação confortável e uma sensação de segurança aos utilizadores (Almeida, 2018).

Esta interface, é um componente que vai funcionar como uma segunda pele entre os tecidos moles do membro residual do utente e os componentes rijos que compõem o braço robótico, para possibilitar o maior conforto possível dadas as circunstâncias e as condições a que o coto se encontra (Saraiva, 2016). Geralmente em conjunto com este método de fixação, existe ainda na sua extremidade um encaixe com um dispositivo mecânico, para fornecer suspensão ao membro protético (Marks & Michael, 2001).

Para além das funções de conforto e de segurança referidas anteriormente, a manga utilizada tem de manter todo o coto no seu interior para o manter protegido, devido aos traumas físicos sofridos, deve ser bem-adaptado e personalizado para respeitar a anatomia do coto de cada pessoa, para permitir todos os movimentos possíveis, e evitar zonas de pressão excessiva no acoplamento, para prevenir dor, inchaço, bolhas, irritações na pele, restrição do fluxo sanguíneo e até ademas e gangrenas. Para além disso, a meia deve ser fácil de colocar e retirar, de modo que os utilizadores sejam independentes. Mas esta ligação dever ser suficientemente estável na transmissão de forças e momento, de forma a

evitar o escorregamento da prótese, ou seja, a utilização deste tipo de interface, incrementa em funcionalidade e em conforto a utilização de próteses (Almeida, 2018; Castellini, 2020; Hussein, 2014; Sousa & Andrade, 2017; Vidal, 2008).



Figura 58: Esquema do método de suspensão

Para que as mangas utilizadas apresentem as características anteriormente referidas, estas têm de ser desenvolvida por materiais específicos, nomeadamente na classe dos polímeros, onde os silicões e os poliuretanos são os mais vulgarmente utilizados por apresentarem também propriedades viscoelásticas, funcionando como almofadas capazes de suavizar a distribuição de pressão no contato além de absorver o impacto. As propriedades destes polímeros que determinam a sua seleção em detrimento dos restantes materiais, são a sua bio-inércia para não surgirem reações alérgicas ou inflamatórias na pele, amortecimento e distribuição homogênea das forças para que os picos das cargas não sejam muito elevados, e aderência ao coto e ao braço robótico para minimizar a fricção e maximizar a manobrabilidade do paciente (Saraiva, 2016).

Com o desenvolvimento da tecnologia, novos materiais têm vindo a ser desenvolvidos, de modo que a dissipação de pressão, amortecimento e espessura, seja adequada a cada utilizador, dependendo apenas da preferência do utilizador ou da atividade do dia a dia que o amputado desempenha (Marks & Michael, 2001).

Supondo que o amputado não disfruta de uma vida muito ativa, logo a manga que mais se adequa a este, corresponde a um polímero com elevado grau de amortecimento e elevado nível de conforto. Por outro lado, se o amputado for uma criança ou um atleta de alta competição que apresenta um nível de vida extremamente ativo, para estes o nível de amortecimento já não vai ser tão acentuado como para a primeira situação, uma vez que maior amortecimento, implica maior quantidade de energia desperdiçada e posteriormente maior cansaço. Diferentes materiais com distintos níveis de amortecimento, levou a Directorate of Medical Education (DEM) a realizar uma escala como se observa na figura abaixo, onde o maior nível corresponde a atividade física

intensa, mas por outro lado, o menor nível, diz respeito a pessoas com o estilo de vida completamente sedentário (Saraiva, 2016)s.

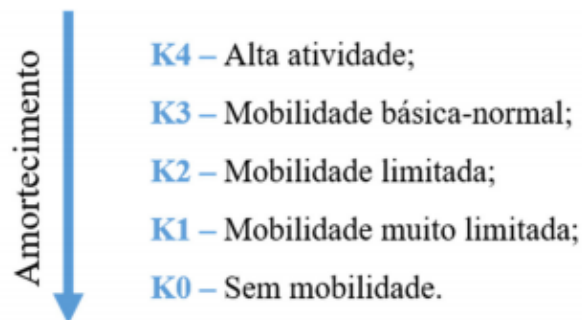


Figura 59: Níveis de amortecimento (Saraiva, 2016)

É de realçar que este método de fixação, normalmente requiere a utilização de um outro método, nomeadamente de sucção ou por arnês para uma segurança extra e também não se recomenda a utilização deste tipo de manda se o amputado trabalhar ou morar em locais de sujidade e calor excessivos (Hussein, 2014; Sousa & Andrade, 2017).



Figura 60: Exemplo de manga utilizada no método de suspensão

3º opção

A terceira opção apresentada diz respeito a um método de suspensão da prótese, uma vez mais não invasivo, que corresponde na utilização de um arnês para se proceder à fixação desta no coto do paciente.

A suspensão recorrendo a um arnês, corresponde a um método muito versátil, podendo ser utilizado como método principal de fixação, ou é utilizado em conjunto com outro sistema redundante. Basicamente este método consiste num conjunto de cordas e cintas enroladas ao troco e ao membro remanescente, para manter a prótese sempre na posição mais segura e confortável (Almeida, 2018).

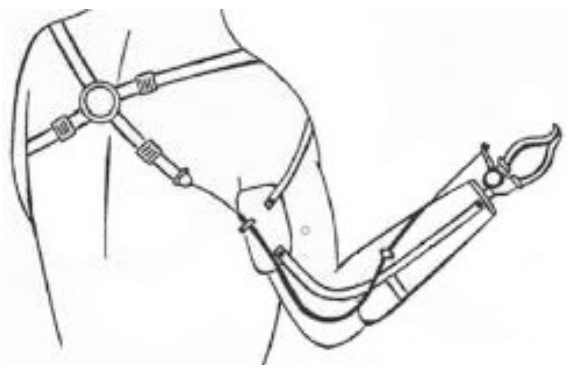


Figura 61: Esquema de suspensão com arnês

Neste sistema, as cordas, cintas, faixas ou qualquer outra estrutura de suporte, têm de ser dispostos de forma a respeitar a fisionomia do utente, respeitando as características anatômicas do mesmo (Lake, 2008).

Este método a ser utilizado independentemente de outros, não vai proporcionar estabilidade ao membro remanescente, daí a utilização de um liner como referido anteriormente. Um liner corresponde a uma meia/ manga espessa e flexível, normalmente em silicone, que se coloca a envolver o coto, fornecendo proteção e apoio às partes rígidas do braço robótico. A lista de tipos de liners que permitem versatilidade nas aplicações é extensa, de onde se destacam os que podem ser utilizados apenas como inibidores de fricção entre a pele e o braço robótico, os que ajudam a proporcionar uma suspensão confortável e segura (a), liners que se adaptam a pessoas com estilos de vida completamente diferentes, devido à segurança e liberdade de movimentos que proporciona devido aos materiais que utiliza (b), liners discretos e finos que são personalizáveis dependendo das dimensões de cada pessoa (c) e os liners que possibilitam o acoplamento de pinos que se prolongam distalmente para se acoplarem ao interior da prótese, para fornecer o máximo controlo e estabilidade aos amputados e destinada mais a pessoas com cotos curtos ou pessoas com alto nível de atividade durante a sua utilização (d) (Domingues, 2016).



Figura 62: Liners utilizados no método por arnês

Por outro lado, os amputados que utilizam este método de suspensão podem sofrer de lesões e irritações na pele, devido à utilização destas cintas em conjunto com sudorese excessiva, pode restringir os movimentos do coto, pode não possibilitar o conforto desejado e por último, não é um método de muita elegância estética devido aos cabos que englobam o tronco do utente (Almeida, 2018).



Figura 63: Utilizador do método de fixação por arnês

4º opção

O quarto método de suspensão do braço robótico, corresponde a um método de fixação não invasivo, que se baseia na utilização de válvulas, capazes de criar um ambiente de vácuo entre o coto e a prótese.

Neste método é necessária a utilização de um liner que como referido no ponto anterior, corresponde a uma espécie de manga/ meia, constituída por um interior em silicone e revestido por uma camada têxtil (Rocha, 2015). Esta é colocada na extremidade do membro remanescente, sendo um componente onde a correta instalação é imprescindível para evitar a fuga ou formação de bolhas de ar que levem ao escorregamento da prótese (Almeida, 2018). Os liners podem ser obtidos seguindo tamanhos padrão tendo em consideração a dimensão transversal circular do coto, ou então estes podem ser personalizáveis para cada pessoa de modo que a distribuição de forças do membro artificial se faça por toda a área do membro residual, tornando o seu uso mais confortável (Rocha, 2015).

Após a colocação do liner, o paciente insere o braço robótico no coto. A prótese apresenta na zona de acoplamento, uma válvula unidirecional, que permite que o ar apenas saia do liner, mantendo assim a sucção e a firmeza do encaixe. Para remover a prótese, o utilizador normalmente utiliza-se a mesma válvula que possui um mecanismo de abertura acionado manualmente, fazendo o ar voltar a entrar e anulando o vácuo (Almeida, 2018; Domingues, 2016; Rocha, 2015).

Segundo (Domingues, 2016), a suspensão de próteses por sucção permite uma elevada liberdade de movimentos, proporciona elevado conforto e estabilidade. No entanto, só se verifica estas qualidades no acoplamento se a morfologia e estado do coto assim o permitir, pois este não deve conter depressões e a pele deve ser suave com as cicatrizes devidamente saradas (Almeida, 2018).

Por outro lado, quando este método de suspensão está a ser utilizado, o paciente tem de evitar alterações e movimentos repentinos do coto, uma vez que pode comprometer a estabilidade e levar à insuficiência na sucção, vermelhidão e irritação da pele (Domingues, 2016).

5º opção

A quinta opção de suspensão, consiste num método não invasivo vulgarmente designado por *BOA Fit System*.



Figura 64: Diferentes aplicações do BOA Fit System

Este sistema, foi inicialmente desenvolvido para ser implementado nas botas dos snowboarders, de modo que estas possam ser apertadas ou desapertadas sem que o utilizador tenha de descalçar as luvas. Assim, *BOA Fit System* apresentou uma solução simples e fácil de operar, baseando-se em pressionar e rodar no sentido horário um botão de modo a tracionar cabos que a ele estão ligados para apertar o mecanismo, e para desapertar, a solução consiste em puxar para fora esse mesmo botão, como podemos ver na figura abaixo (BoaFitSystem, 2021).



Figura 65: Método de utilização (BoaFitSystem, 2021)

Este é um mecanismo ainda não muito presente no mercado das próteses, no entanto este já se encontra implementado no *Hero Arm*, desenvolvido pela Open Bionics no Hero Arm (figura 66).

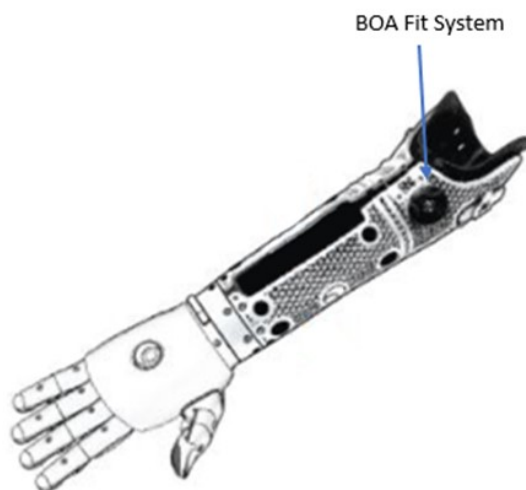


Figura 66: Hero Arm/ (BoaFitSystem, 2021)

BOA Fit System, é uma tecnologia que se ajusta a diferentes tipos de liners, fácil de operar, robusta com elevado tempo de vida útil, onde o ajuste ao coto é muito preciso, sendo que cada “click” realizado ao rodar o botão no sentido horário, corresponde a 1 milímetro de movimento de compressão no coto do paciente (ClickMedical, 2021).

Por outro lado, este é um sistema que não se molda às irregularidades dos diferentes cotos, podendo este exercer demasiada força em pontos mais saídos. Outro problema que está presente na maioria das próteses, consiste no possível escorregamento quando o utilizador realiza movimentos bruscos, ou então há presença de sudorese excessiva, podendo levar também a irritações na pele (ClickMedical, 2021).

6º opção

A sexta e última opção de fixação da prótese surge da autoria do engenheiro projetista, no entanto a possibilidade de esta tecnologia já estar a ser implementada ou em desenvolvimento por outra entidade, não está descartada. Após uma análise dos diferentes tipos de interfaces entre o membro remanescente e as diferentes próteses, observa-se que não existe qualquer tipo de conexão que seja perfeita, quer seja esteticamente, ausente de possíveis consequências para o coto visto que esta é uma área que pode ser bastante problemática devido à hipersensibilidade da pele, irregularidades devido a flutuações de tecido muscular ou cicatrizes e consequências para a normal utilização uma vez que em algumas das soluções apresentadas, pode ocorrer a possibilidade de escorregamento da prótese, se esta for utilizada por períodos prolongados ou se os movimentos exercidos forem bruscos e repentinos.

O objetivo do engenheiro para este importante componente das próteses, consistiu em criar uma interface de ligação inovadora mais confortável e segura possível para os utilizadores, de modo que estes tenham a sua qualidade de vida melhorada. Através de um método de *brainstorming*, o engenheiro projetista optou por integrar três métodos de acoplamento não invasivos num sistema apenas.

O Primeiro sistema consiste na utilização de um liner de silicone ou poliuretano, devido às suas capacidades viscoelásticas e bio inércias para prevenir a ocorrência de reações alérgicas ou infamações na pele. Este liner vai ser utilizado para aumentar o atrito entre as superfícies de contacto entre a prótese e o coto do paciente, assim como proteger o coto de possíveis traumas.

O segundo sistema utilizado em conjunto com o liner, é completamente o oposto do método de vácuo vulgarmente utilizado. Neste caso, o utilizador em vez de estar a retirar o ar entre o coto e a prótese, este vai insuflar uma “manga” que vai conter no seu interior o coto com o liner, recorrendo a uma bomba manual. Ao insuflar a manga, esta vai-se moldar ao coto, fazendo com que a distribuição de pressões seja homogenia em toda a área do coto. Para desinflar essa mesma manga, vai estar associada uma válvula para possibilitar a saída do ar armazenado.

Este mecanismo foi baseado numa solução desenvolvida pela Reebok e implementada nas sapatilhas *Reebok The Pump* a partir de 1989, para aumentar o conforto e a performance (ao insuflar as palmilhas) além de proteger o tornozelo dos jogadores de basquetebol (ao insuflar em torno do tornozelo).



Figura 67: Reebok The Pump

Para complementar os sistemas já referidos, o engenheiro afirmou que a utilização de um sistema de arnês é pertinente como sistema redundante de fixação (no caso de falha da válvula, por exemplo) para que o braço robótico estimule uma sensação de segurança e robustez. Este é um sistema não tão apelativo de se utilizar, pois vulgarmente as cintas e correias utilizadas são de uma dimensão extremamente grande e indiscretas, no entanto, o engenheiro optou por criar um sistema de cintas mais discretas de um material que apresente bio inércia, que irão ser instaladas entre a parte superior e inferior do bícep.

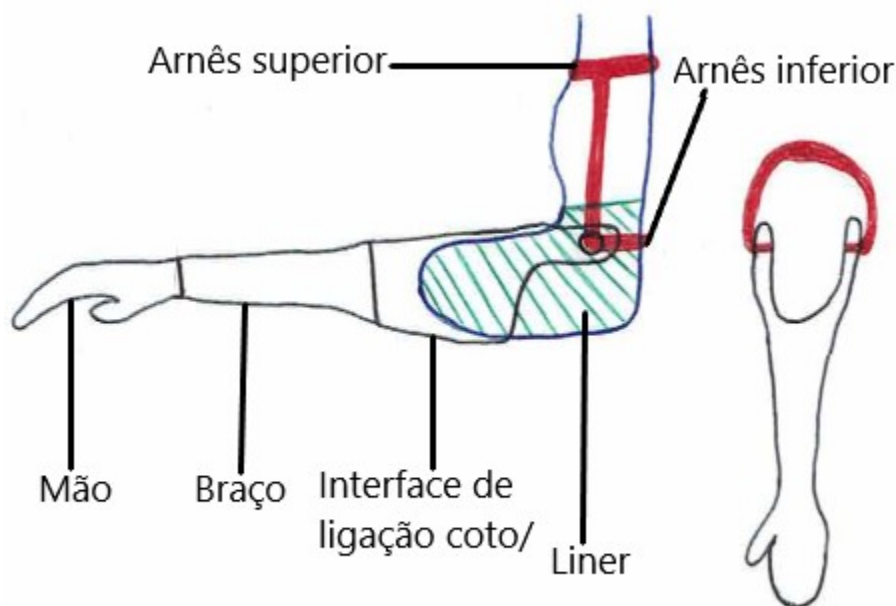


Figura 68: Esquema do mecanismo de fixação desenvolvido pelo autor

O engenheiro projetista acredita que este é um sistema de suspensão que proporciona um elevado conforto aos utilizadores, fornecendo uma sensação de segurança acrescentado. Por outro lado, existe sempre a possibilidade de ocorrência de irritações cutâneas devido à sudorese excessiva. No entanto, estas vantagens e desvantagens apresentadas são apenas suposições, apenas se consegue confirmar a veracidade das mesmas após realizar ensaios clínicos em utentes.

Seleção do mecanismo a adotar

De modo a seleccionar o mecanismo de suspensão da prótese que se vai utilizar nesta segunda iteração do braço robótico, o engenheiro recorreu a uma matriz de decisão com uma escala de avaliação dos critérios de seleção de 0 a 6, onde o mecanismo que obter

maior pontuação no final da análise, será o implementado neste segmento.

Tabela 8: Matriz de decisão da interface de ligação prótese/ membro remanescente

Matriz de decisão – Interface de ligação prótese/ membro remanescente													
Opção		1º		2º		3º		4º		5º		6º	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y
Estabilidade	6	6	36	2	12	1	6	4	20	3	18	5	30
Conforto	5	6	30	4	20	1	5	3	13	2	10	5	25
Riscos para a saúde	4	1	4	4	16	3	12	2	8	5	20	6	20
Peso	3	6	18	3	9	2	6	1	3	5	15	4	18
Estética	2	2	4	4	8	1	2	5	10	6	12	3	6
Custo	1	1	1	5	5	6	6	2	2	4	4	3	3
Total	-	-	93	-	70	-	37	-	56	-	76	-	102

Após se proceder ao preenchimento e análise da matriz de decisão relativamente à interface de ligação homem/ máquina, o engenheiro concluiu que o método a ser adotado nesta segunda iteração do braço robótico, consiste na sexta opção desenvolvida pelo próprio, sendo esta a que irá ser implementada no sistema.

3.3.5 Rotação do braço

Após a realização dos testes da prótese da primeira iteração, concluiu-se que a “rotação” da mão era uma mais-valia para este tipo de aparelhos, uma vez que o leque de movimentos que o utilizador poderia realizar, aumentava substancialmente. Essa “rotação” da mão, é designada por pronação e supinação do antebraço.

Vulgarmente explicando, a pronação e a supinação do antebraço, consiste na “torção” ou “rotação” do antebraço e conseqüentemente da mão. A posição de pronação caracteriza-se pela torção dos dois ossos que constituem o antebraço (Rádio e Cúbito), levando a palma da mão a ficar virada no sentido contrário à posição anatómica, ocorrendo uma rotação no

eixo longitudinal. O movimento de supinação é o contrário do movimento de pronação, onde a mão está direcionada no sentido anatômico.

Estes dois movimentos, podem ser exemplificados como por exemplo a um humano a transportar uma bandeja com um determinado conteúdo. Quando o indivíduo está a transportar a bandeja, o antebraço encontra-se em supinação, posteriormente quando pretende esvaziar a bandeja, o antebraço realiza o movimento de pronação, virando a bandeja ao contrário (Lourenço, 2020).



Figura 69: Supinação e pronação

Para que a segunda iteração desta prótese seja capaz de descrever os movimentos enumerados, o engenheiro teve de projetar um sistema capaz de o replicar. Recorrendo a um método de brainstorming, concluiu que havia duas alternativas. A primeira consistia na utilização de mais um servomotor, levando ao aumento significativo do controlo e ao incremento do número de sensores. O outro método corresponde a um mecanismo exclusivamente mecânico, evitando assim o aumento da complexidade do sistema, mas por outro lado, para se realizar os movimentos de supinação e de pronação, é necessário o auxílio de uma mão saudável para ativar o mecanismo.

Tendo em atenção todos os prós e os contras de ambos os sistemas, o autor optou pelo sistema inteiramente mecânico, desenvolvendo quatro soluções possíveis, onde no final recorrendo a uma matriz de decisão, optou pela mais vantajosa para o sistema.

1º opção

Para a primeira opção, o autor baseou-se num mecanismo de alavanca. Este mecanismo é composto por uma engrenagem interna com a finalidade de o utilizador trancar a rotação

e selecionar a posição exata que pretende que a sua mão protética esteja recorrendo a um sistema de pins.

Quando o mecanismo está trancado, as molas estão a exercer força na alavanca e consequentemente nos pins contra a engrenagem. Por outro lado, quando o utilizador pretende realizar os movimentos de pronação ou supinação, este terá de pressionar o botão que fará com que o mecanismo da alavanca “desengate” os pins, ficando assim livre o braço para possíveis rotações.

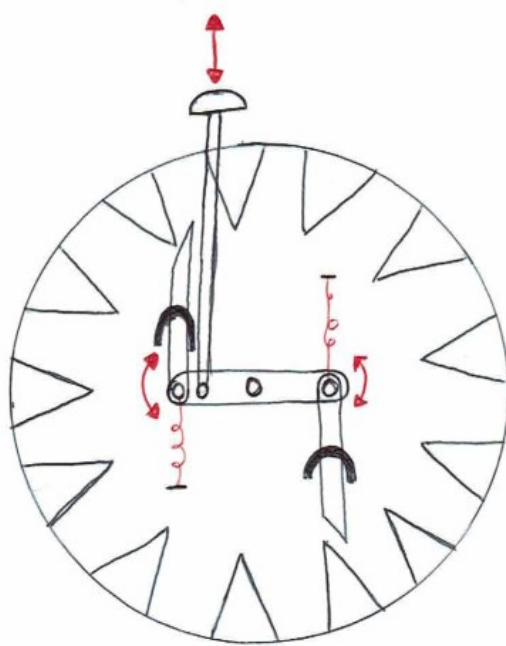


Figura 70: Primeira opção para o mecanismo de rotação

2º opção

O segundo mecanismo desenvolvido, foi baseado num travão de tambor utilizado vulgarmente na indústria automóvel. Esta opção assim como a primeira, possui uma engrenagem interna com a mesma finalidade da primeira opção. Este sistema, possui um par de molas que vão exercer força nos pins contra a roda dentada, levando ao bloqueio da rotação do braço.

Assim que o utilizador pretende mudar a posição da mão, este pressionará um botão que se vai encontrar na parte exterior do braço, que vai fazer com que os pins se retratem de modo a facilitar a rotação do braço.

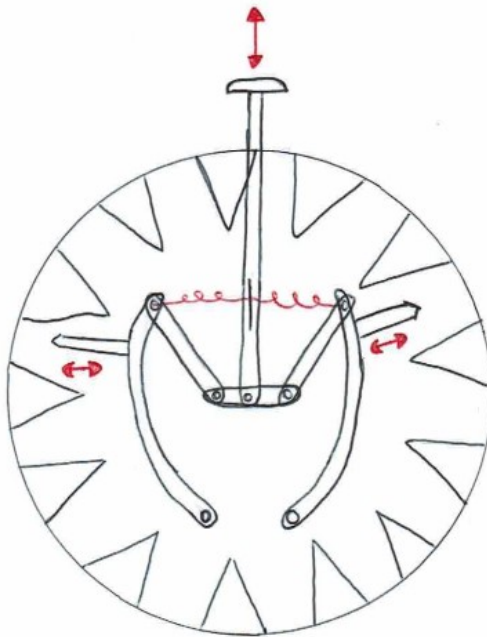


Figura 71: Segunda opção para o mecanismo de rotação

3º opção

O mecanismo desenvolvido em terceiro lugar, foi baseado no sistema de bloqueio e liberação do guarda-chuva, quando o pretendemos abrir ou fechar. Assim como os anteriores, este é composto por uma roda dentada com a função de trancar o movimento de rotação do braço. Para complementar este componente, está associado um botão em forma de “L”, que funciona articulado com uma mola, tentando manter sempre o botão em tensão contra a roda dentada.

Para aliviar a tensão entre a o “L” e a roda dentada e conseqüentemente possibilitar a rotação do braço, o utilizador pressiona o botão que se encontra no exterior do braço, até que estes se libertem.

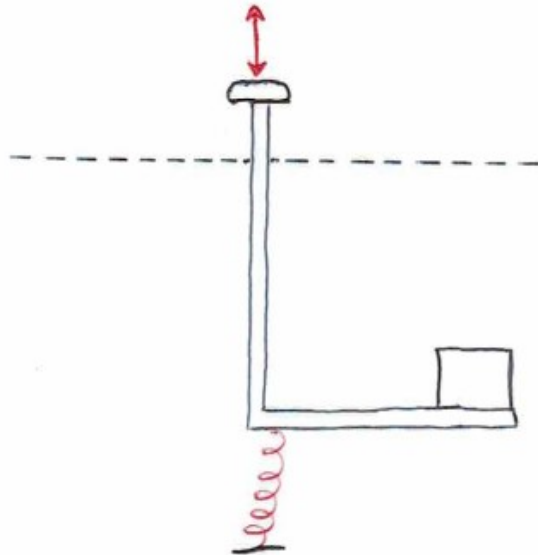


Figura 72: Terceira opção para o mecanismo de rotação

4º opção

O quarto mecanismo desenvolvido, apresenta diversas características em comum com o mecanismo anterior, nomeadamente a roda dentada, a mola a exercer constantemente pressão, e um botão em forma de “L”. O que difere estes dois mecanismos corresponde á forma de manuseio do botão, que neste caso vai ser paralelamente relativamente ao braço, o que não acontecia na situação anterior, pois este movimentava-se perpendicularmente.

Este quando se encontra trancado, está a exercer constantemente uma força entre o pino e a engrenagem. Para rodar o braço, o utilizador tem de deslizar o botão até este se desengatar e possibilitar a rotação.

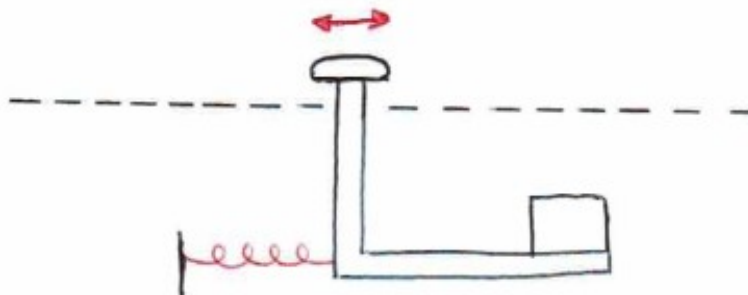


Figura 73: Quarta opção para o mecanismo de rotação

Seleção do mecanismo a adotar

Para auxiliar na seleção do mecanismo a utilizar nesta versão, recorreu-se mais uma vez a uma matriz de decisão, com a escala compreendida entre 1 e 5, onde o mecanismo que obtiver maior pontuação final, irá ser o mecanismo adotado.

Tabela 9: Matriz de decisão para os mecanismos de rotação da mão

Matriz de decisão – Mecanismo dos movimentos de rotação da mão									
Opção		1º		2º		3º		4º	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y
Peso	5	1	5	1	5	4	20	5	25
Dimensão	4	2	8	2	8	4	16	5	20
Funcionalidade	3	3	9	2	6	5	15	5	15
Simplicidade	2	1	2	1	2	5	10	5	10
Robustez	1	1	1	2	2	5	5	5	5
Total	-	-	25	-	23	-	66	-	75

Após uma intensiva reflexão e análise acerca de qual o mecanismo a ser selecionado para esta situação, concluiu-se que a opção 4 satisfaz os pré-requisitos estabelecidos.

3.4 Projeto de detalhe

Neste segmento da dissertação designado por projeto de detalhe, são mostrados e fundamentados todos os desenhos desenvolvidos em CAD dos componentes constituintes deste braço robótico, assim como diversos cálculos de dimensionamento e demonstrações do correto funcionamento do mesmo. Corresponde ao segmento que necessitou mais tempo investido da parte do autor.

3.4.1 Dedos

Inicialmente, o autor optou por dimensionar os dedos, com o objetivo de os aproximar o mais possível a dedos humanos, assim como encontrar soluções para que estes no teste prático, apresentem resultados mais favoráveis.

Para que os dedos sejam proporcionais entre si e relativamente aos restantes, foram seguidas as proporções antropométricas como já foi referido anteriormente. Nesta segunda iteração, os dedos não apresentam 3 falanges como na primeira, mas neste caso apresenta apenas 2, isto para evitar o entrave do “enrolamento” dos dedos, possibilitando o manuseio de objetos de menor dimensão.

As falanges dos dedos, foram unidas por parafusos M3 como mostra na figura abaixo. Os parafusos utilizados, atravessam as falanges completamente, funcionando como eixo de rotação da articulação dobradiça.

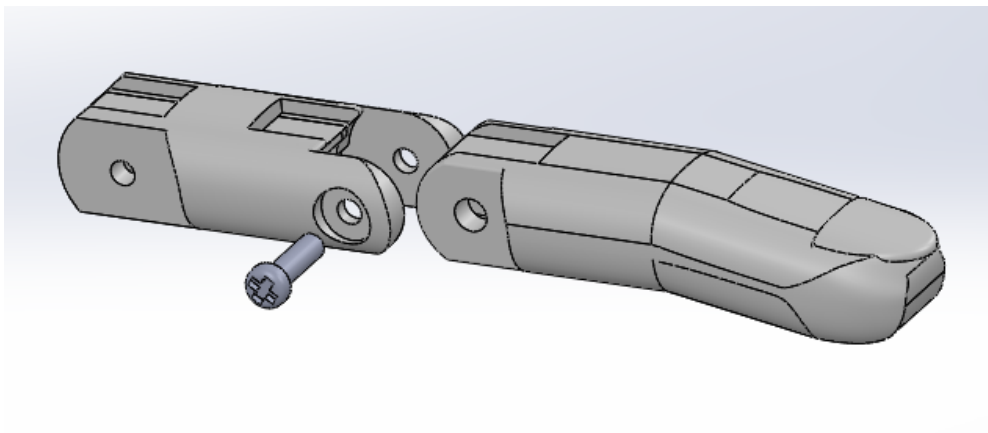


Figura 74: Montagem das falanges

Para facilitar a posterior montagem, o autor dimensionou os buracos de todos os dedos de forma igual, para que os dedos indicador, médio, anelar e mindinho, apresentem o mesmo tipo de parafuso M3, apenas alterando o seu comprimento.

Devido à dificuldade na montagem encontrada na primeira iteração, o autor desenvolveu um componente que possibilita a montagem total do dedo fora da mão, onde no final se vai encaixar na palma da mão.

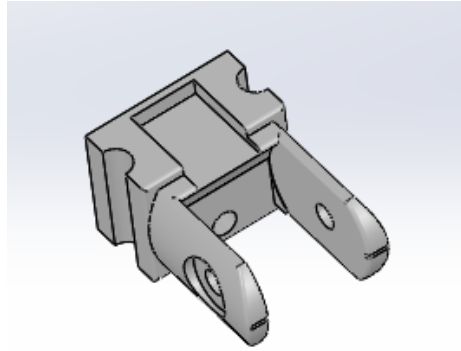


Figura 75: Ligação entre os dedos e a mão

Na figura abaixo, encontra-se a peça de ligação entre os dedos e a palma da mão.

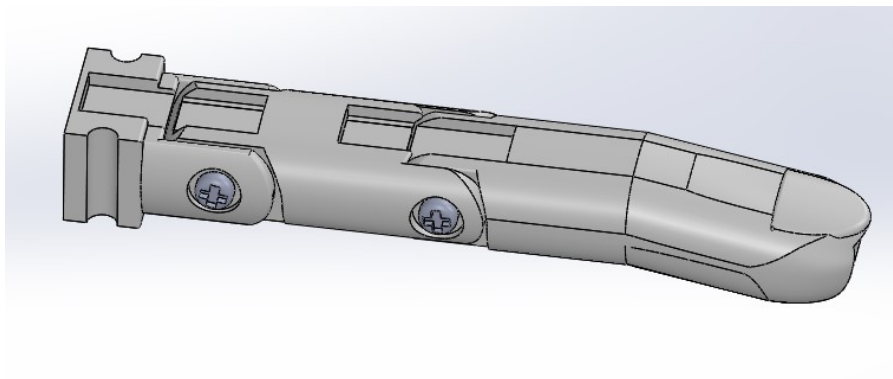


Figura 76: Falanges + ligação à mão

Nesta segunda iteração, os dedos apenas vão ser tracionados por um único cabo localizado na parte inferior do dedo, responsável pelo movimento de flexão. Por outro lado, o movimento de extensão é realizado através de elásticos instalados na parte superior dos dedos. Por cima dos dedos, foram aparafusados batentes com a função de evitar que os dedos quando em repouso, flexionem para o lado oposto.

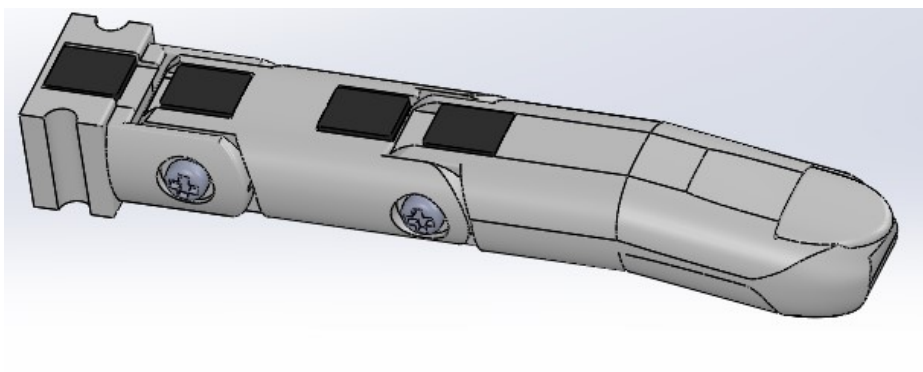


Figura 77: Dedo com batentes instalados

Uma das principais críticas do autor relativamente à primeira iteração, constitui na falta de atrito entre a ponta dos dedos e os objetos. Por isso, a solução que o autor encontrou, consistiu em imprimir a ponta do dedo separadamente e revestir com silicone transparente que funciona como um material que impulsiona o aumento de atrito.

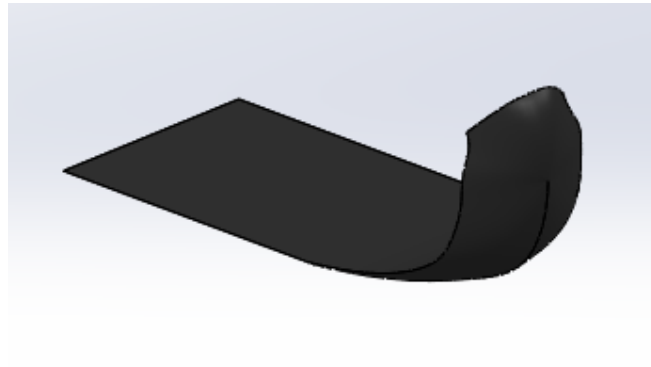


Figura 78: Aumento de atrito

Para fixar a peça responsável pelo aumento de atrito dos dedos, o autor recorreu à utilização de supercola, resultando no desenho final representado abaixo.

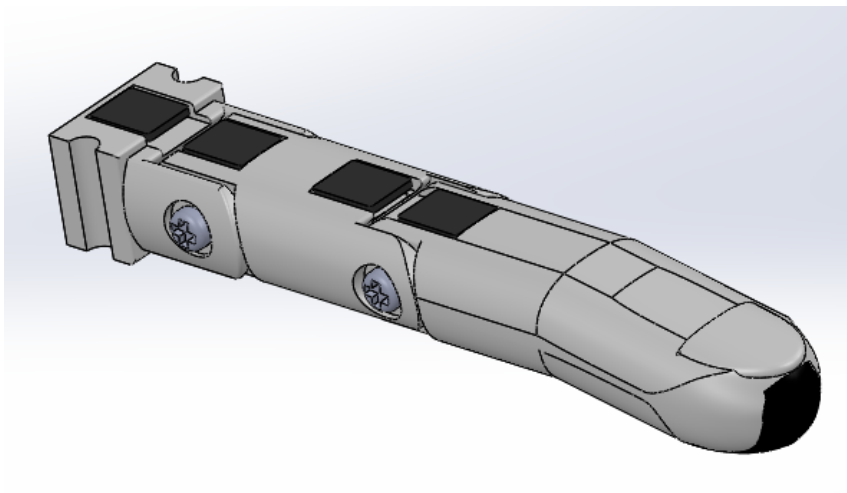


Figura 79: Montagem final do dedo (vista 1)

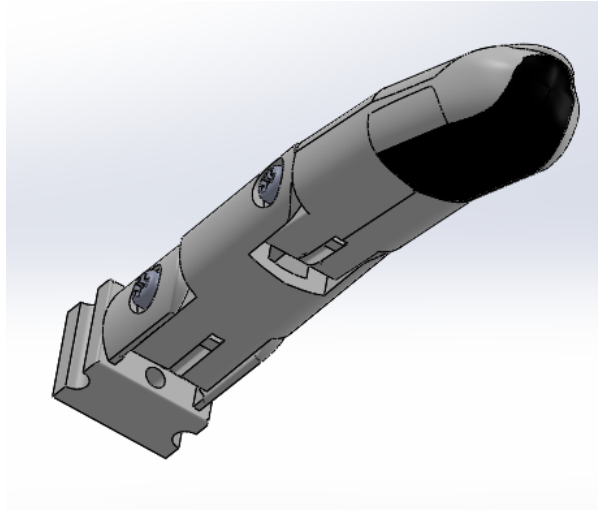


Figura 80: Montagem final do dedo (vista 2)

3.4.2 Polias

As polias são um componente fundamental para o correto funcionamento de todo o sistema, uma vez que estas estão diretamente relacionadas com o movimento de flexão dos dedos, onde ao rodar com a ativação dos motores, vão fazer com que o fio que percorre os dedos seja enrolado na pista das polias, tracionando o dedo até este ser totalmente flexionado.

O fio utilizado corresponde a um fio de pesca com 0.4 mm de diâmetro, capaz de suportar forças de tração até 10.7 Kg, mostrando ser um fio de elevada resistência e com uma elasticidade baixa.

As polias utilizadas neste projeto, foram semelhantes às dimensionadas na primeira iteração, com a exceção que neste caso apenas era utilizada a “pista” destinada ao movimento de flexão.

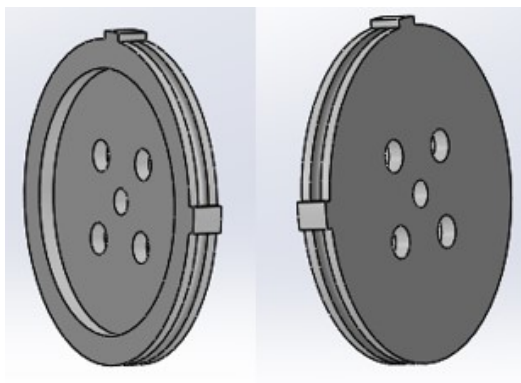


Figura 81: Polia utilizada

O autor concluiu que os servomotores escolhidos, assim como as polias dimensionadas da primeira iteração, consistiam num ponto positivo e uma mais-valia ao serem utilizados nesta segunda iteração, daí o reaproveitamento dos mesmos.

O servomotor adotado, (MG92) é um servomotor que descreve um ângulo de rotação na teoria entre 0° até 180° , o que não se verifica num ambiente prático, pois este apenas roda entre 160° e 170° , levando o autor a realizar os cálculos para saber a quantidade de fio tracionado, se o motor apenas rodasse os 160° , pois se os cálculos fossem realizados para um ângulo superior aos que o motor consegue descrever, os dedos poderiam não flexionar completamente.

Para uma volta completa, a equação do comprimento do fio seria:

$$\text{comprimento do fio} = 2 * \pi * R \quad (7)$$

Por outro lado, como o motor não descreve uma volta completa, mas sim aproximadamente metade, a equação não é multiplicada por 2π , mas sim por π . Assim, para um ângulo de 160° , a equação reformulada é:

$$\text{comprimento do fio} = \frac{8 * \pi}{9} * R \quad (8)$$

Considerando a equação acima e medindo o diâmetro da polia (3 cm), observa-se que a polia “traciona” cerca de:

$$\text{Comprimento do fio} = \frac{8 * \pi}{9} * R \Leftrightarrow C = \frac{8 * \pi}{9} * 1.5 \Leftrightarrow C \approx 4.18 \text{ cm} \quad (9)$$

Analisando o funcionamento dos novos dedos após a impressão, observou-se que o comprimento do fio que é necessário tracionar é de aproximadamente 4 cm, logo o autor pode concluir que as polias estavam bem dimensionadas para o efeito.

As polias estando bem dimensionadas, era necessário implementá-las no sistema. A solução que o autor adotou foi a utilizada na primeira iteração, que consistia em aparafusar as polias às flanges que vêm de fábrica com os servomotores utilizando parafusos M3, e posteriormente aparafusar todo o conjunto ao eixo dos mesmos, para

garantir que todos os componentes ficam fixos sem possibilidade de desacoplamento, recorrendo a um parafuso de menor dimensão com diâmetro de 2.5 mm.

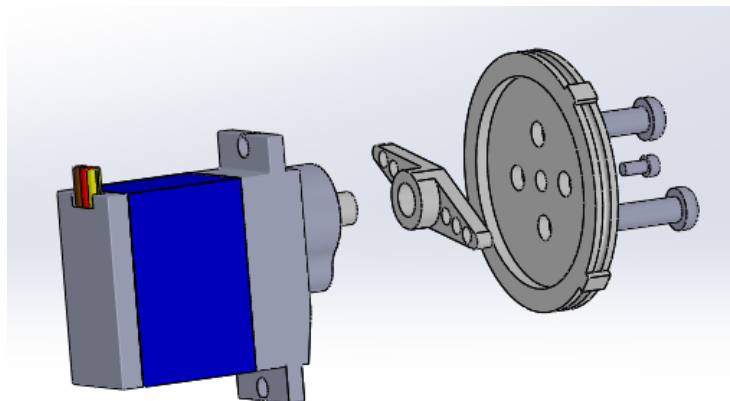


Figura 82: Montagem da polia

3.4.3 Polegar

O polegar é uma das partes fundamentais de uma prótese, pois se este for bem conseguido e obter um bom desempenho nos testes práticos, é uma mais-valia para possibilitar o sucesso de uma prótese, facilitando o dia a dia das pessoas debilitadas.

O polegar neste caso é um dedo constituído por duas partes, o corpo e a ponta do dedo. O corpo do dedo é acoplado ao servomotor e a uma flange em “L”, recorrendo a supercola e a um parafuso M2.5. A ponta do dedo, foi impressa separadamente, para o autor a revestir de silicone transparente para aumentar o atrito, e posteriormente é acoplada ao corpo do dedo recorrendo a supercola.

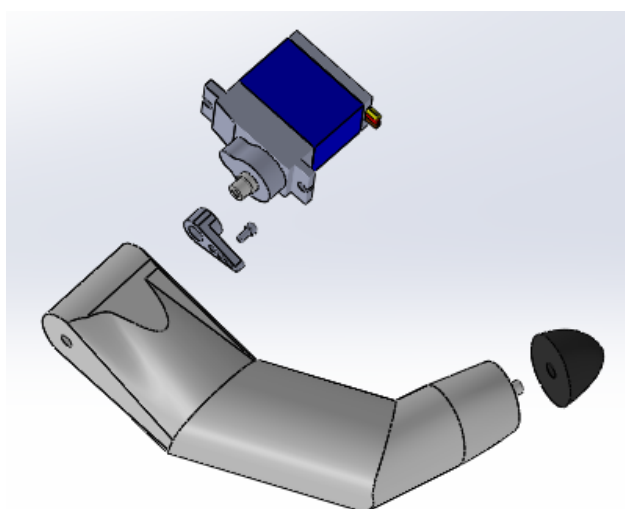


Figura 83: Montagem do polegar

Na figura abaixo, é possível observar a montagem completa de todo o sistema.

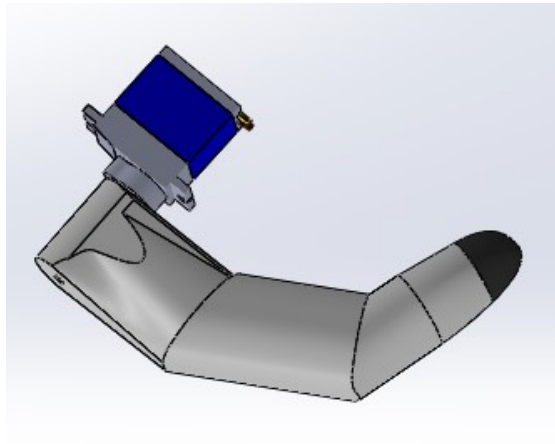


Figura 84: Conjunto polegar

3.4.4 Mão

A mão foi dimensionada com a finalidade de melhorar e possivelmente eliminar os aspetos menos bons da primeira iteração, quer sejam aspetos estéticos como a falta de rigor em se assemelhar o mais possível com uma mão real, ou aspetos funcionais como a falta de atrito entre a mão e as superfícies, resultando no conjunto representado nas imagens abaixo.

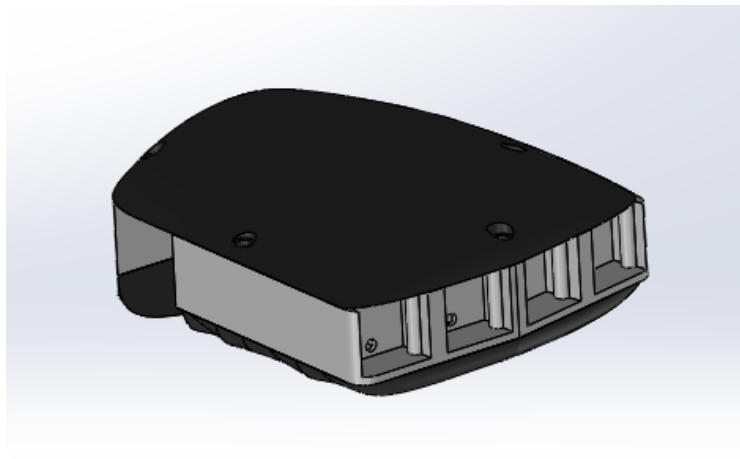


Figura 85: Conjunto mão (vista 1)

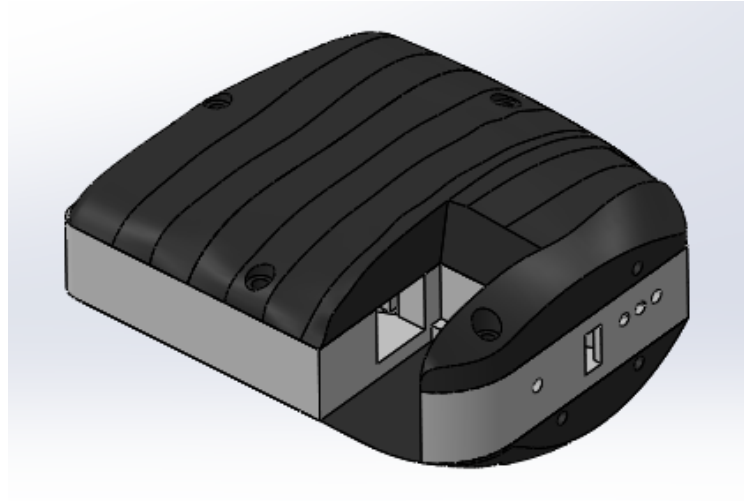


Figura 86: Conjunto mão (vista 2)

O conjunto final do desenho 3D, é constituído por três peças aparafusadas entre si. A peça intermédia é a que vai funcionar como resguardo para o motor do polegar, vai conter as guias direcionais dos fios utilizados para flexionar os dedos indicador e médio, assim como conter no seu interior o mecanismo de diferencial utilizado pelos dedos mindinho e anelar. A peça superior da mão, tem como finalidade estética, para dar uma forma mais arredondada á mão, para além de fixar os dedos, resguardando a peça que liga o dedo á mão. A peça inferior da mão (Palma da mão), foi desenvolvida de forma irregular para que o produto final fosse parecido à palma da mão humana, e também tem a finalidade de resguardar todos os componentes existentes no interior do conjunto. A palma da mão, foi revestida a silicone transparente para aumentar o atrito entre a palma da mão e as superfícies dos objetos que se pretende manobrar.

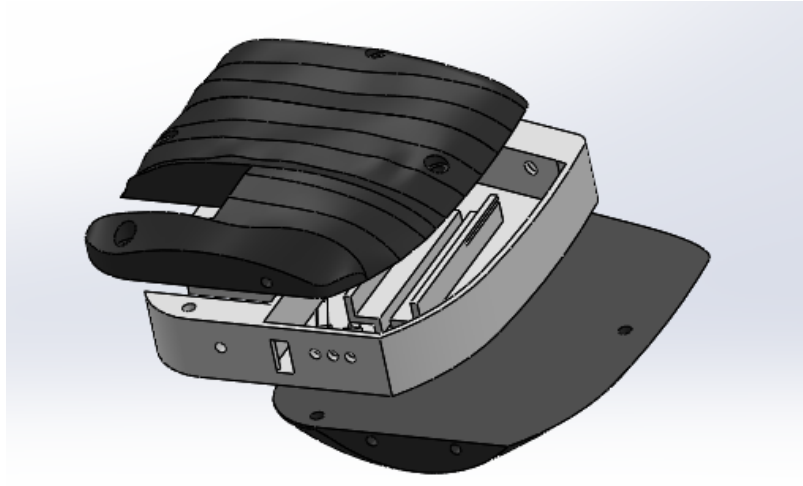


Figura 87: Peças constituintes da mão

Dando especial atenção à peça intermédia da mão, esta vai conter no seu interior encaixe para o servomotor do polegar. As guias para os fios destinados aos dedos indicador e médio, são o mais retas e diretas possível, de modo a solucionar o problema existente na primeira iteração de tensionar o fio completamente. Esta peça contém também as guias onde o sistema de diferencial vai funcionar.

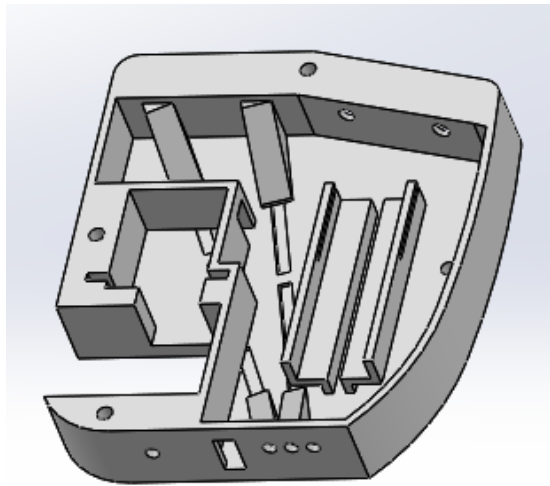


Figura 88: Interior da peça intermédia da mão

Na parte exterior da peça intermédia da mão, estão presentes as guias onde vão encaixar as peças de ligação entre os dedos e a palma da mão, como se pode observar na figura abaixo.

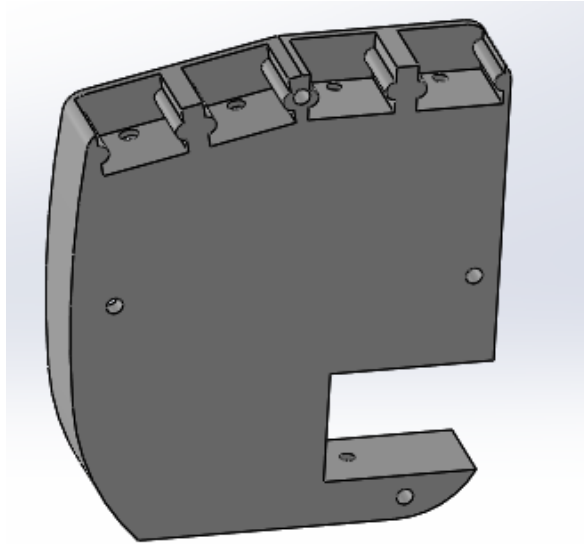


Figura 89: Encaixe da ligação dos dedos

3.4.5 Diferencial

No capítulo 3 desta dissertação, no ponto do “Projeto concetual”, ficou definido que para o dedo mindinho e anelar, para realizar o movimento de flexão, o método a adotar seria de um diferencial.

Dentro das guias, foi colocada uma polia que vai ser tracionada pelo cabo vermelho, ligado à polia do servomotor. O cabo azul, liga o dedo mindinho ao anelar, passando pelas guias da roldana, sendo possível tracionar os dois dedos ao mesmo tempo até estes se ajustarem ao objeto que se pretende manobrar.

Por cima deste sistema, foi colada uma tampa com supercola, com o objetivo de manter a roldana no local exato onde se pretende para que tudo funcione dentro da normalidade.

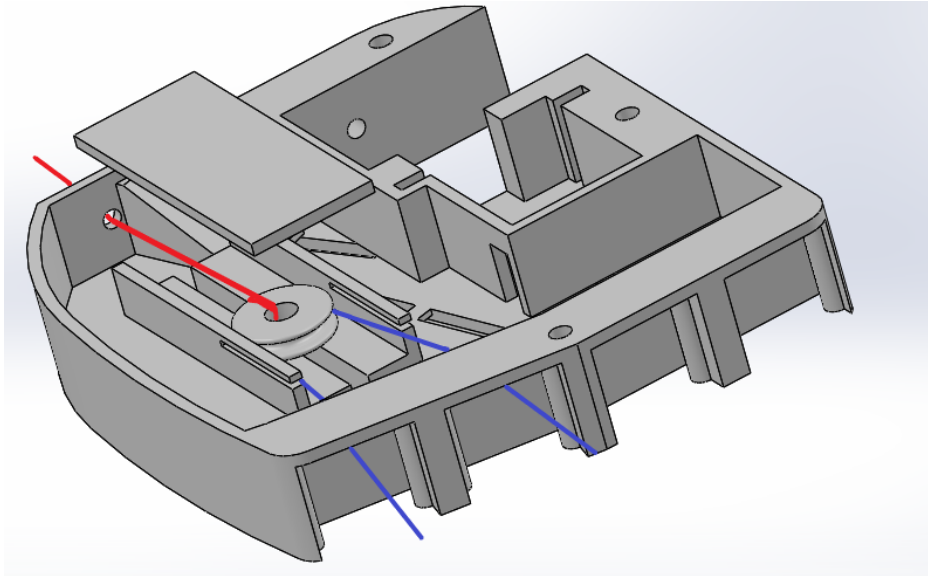


Figura 90: Mecanismo diferencial

3.4.6 Pulso

O pulso como mostrado na figura abaixo, neste projeto consiste exclusivamente num componente para acoplar a mão ao antebraço.

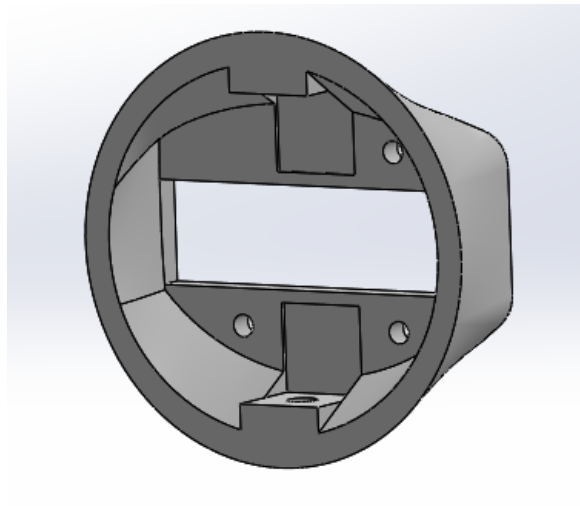


Figura 91: Pulso

3.4.7 Antebraço

O antebraço nesta segunda iteração, não sofreu qualquer alteração a nível estético, este continua a ser constituído por quatro peças ligadas duas a duas, duas mais próximas do pulso e duas mais afastadas. Por outro lado, estas peças interiormente foram completamente alteradas.

Começando pelas peças mais próximas do pulso, são estas que vão resguardar e manter em posição os servomotores e conseqüentemente as polias destinadas ao movimento de flexão dos dedos indicador, médio, anelar e mindinho.

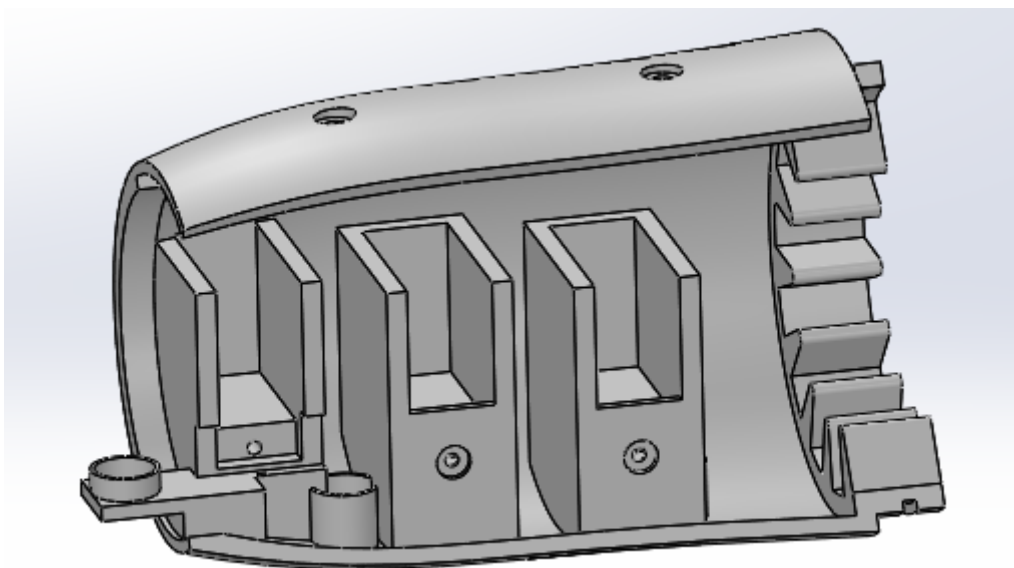


Figura 92: Apoios dos servomotores

Para além disso, é deste segmento do antebraço onde estão localizadas as guias que vão manter a segunda parte do antebraço acoplada, e ao mesmo tempo possibilitando os movimentos de pronação e supinação. Para além disso, neste segmento do antebraço, estão localizadas as guias de bloqueio das 14 diferentes posições da mão quando realiza os movimentos.

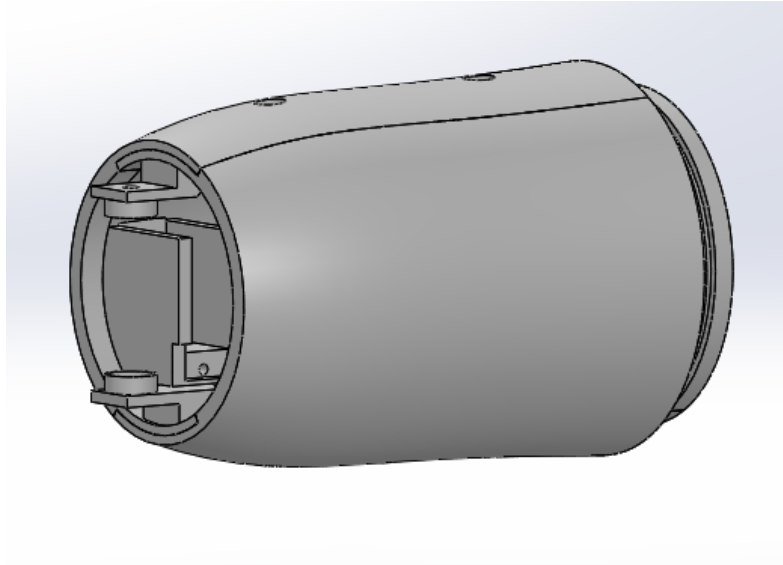


Figura 93: Parte proximal do antebraço (vista 1)

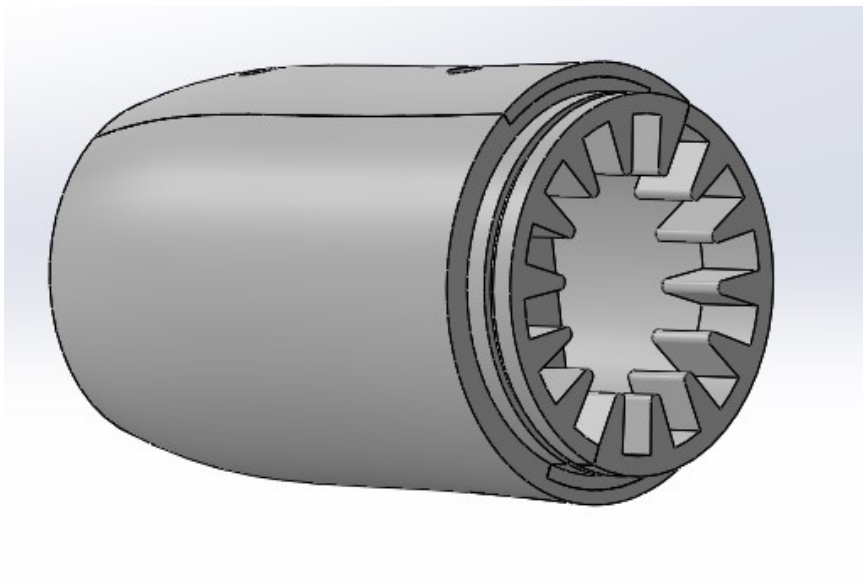


Figura 94: Parte proximal do antebraço (vista 2)

Para fixar o motor destinado ao movimento de flexão do dedo indicador (motor mais próximo do pulso), é necessário recorrer á utilização de uma peça adicional. Esta peça, irá ser colocada no local destinado para o efeito e aparafusada recorrendo a um parafuso M2 para fixar o conjunto motor e apoio do motor no devido ponto.

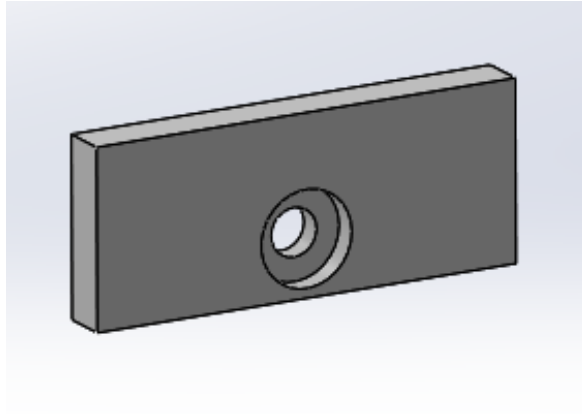


Figura 95: Apoio do motor

O conjunto das peças mais distais do antebraço vão estar acopladas às peças mais proximais, recorrendo às guias para os movimentos de pronação e supinação.

Para além das guias, estas peças são as que vão conter os restantes componentes elétricos, nomeadamente o Arduino, circuito impresso, bateria e o conversor DC-DC Boost.

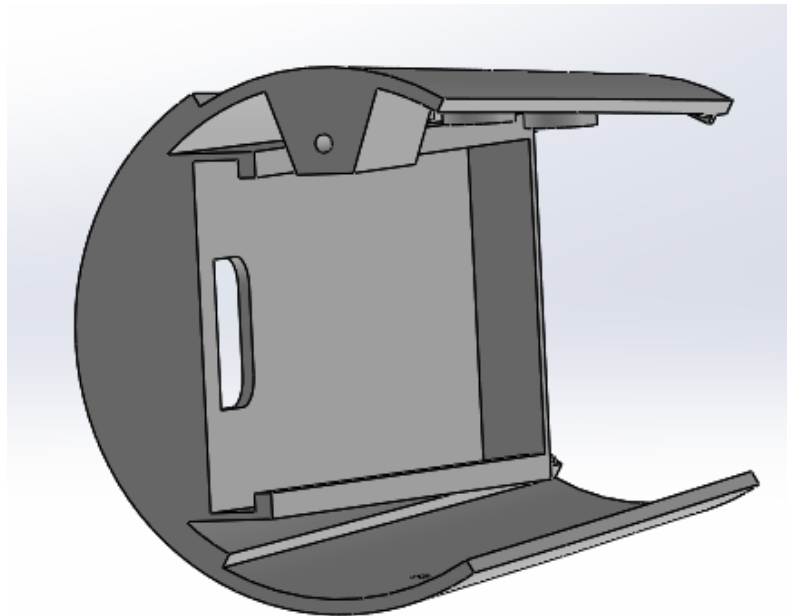


Figura 96: Parte 2 do Antebraço (peça 1)

Para além dos componentes eletrónicos, é neste segmento do antebraço que o sistema de bloqueio dos movimentos de “rotação” da mão está implementado, assim como a guia dos fios dos servomotores, alinhada com o eixo de rotação do braço para não torcer os fios.

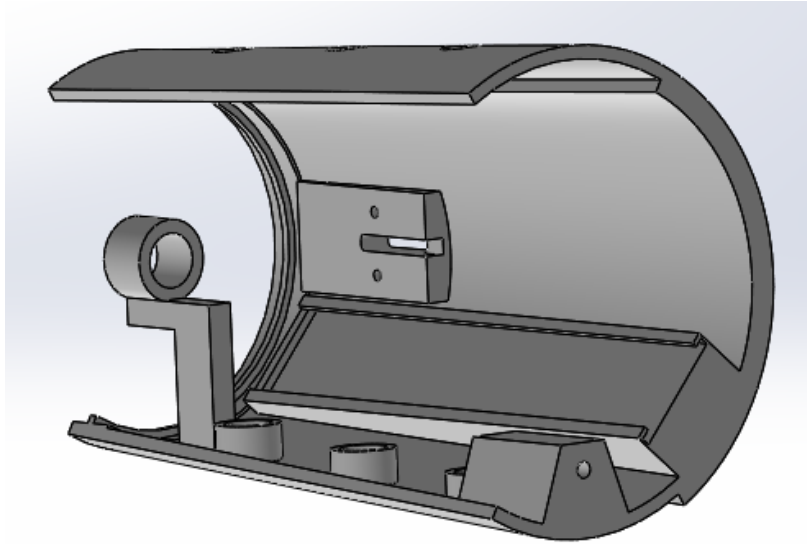


Figura 97: Parte 2 do Antebraço (peça 2)

Unindo estas duas peças com parafusos M3, obtém-se os desenhos finais seguintes.

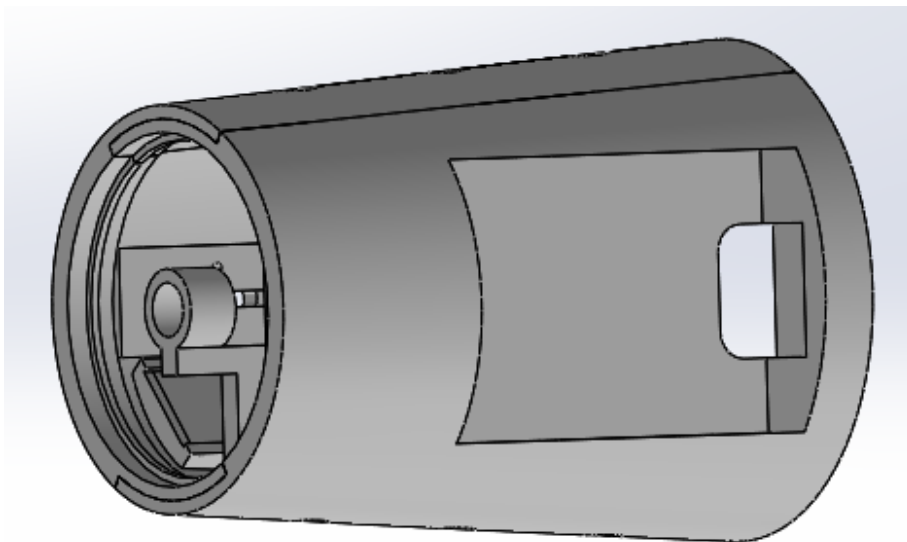


Figura 98: Parte distal do antebraço (vista 1)

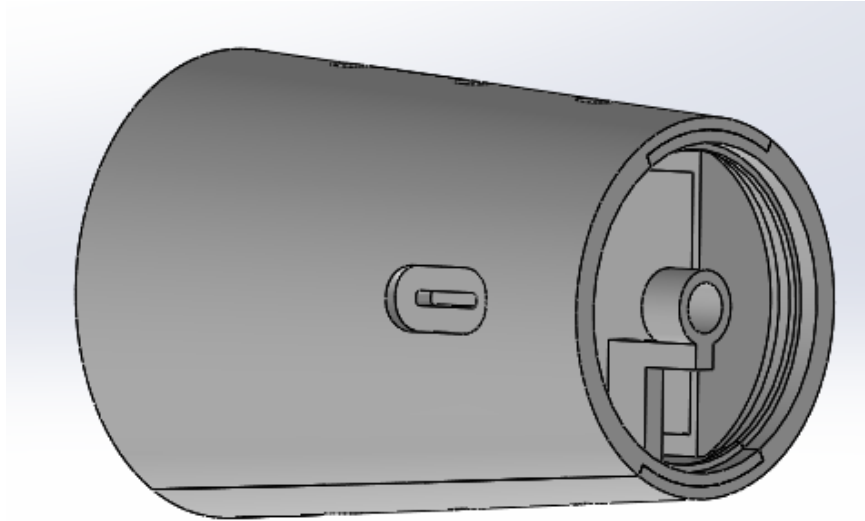


Figura 99: Parte distal do antebraço (vista 2)

Nesta segunda iteração, já é possível ter acesso exterior á bateria, possibilitando a sua substituição mais facilmente, assim como o seu carregamento. No antebraço está situada uma abertura, onde a bateria vai estar situada e ligada diretamente ao Arduíno. Para proteger a bateria e mantê-la em posição, foi colocada uma tampa sobre ela como se pode observar na figura abaixo.

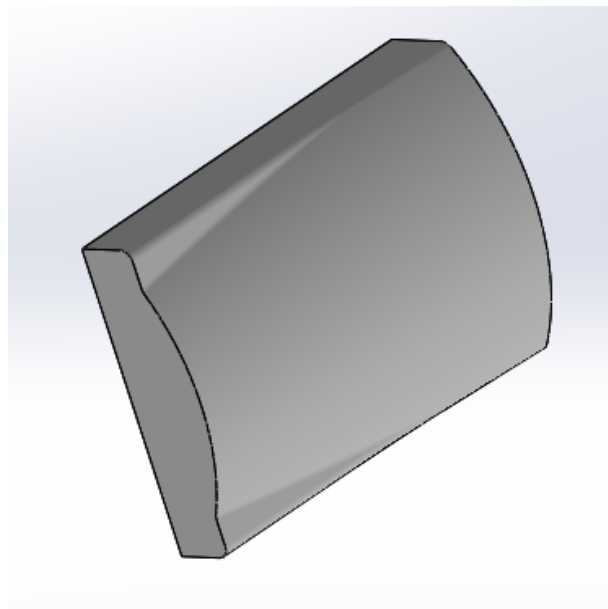


Figura 100: Tampa da bateria

3.4.8 Mecanismo de bloqueio do movimento de pronação e supinação

Como foi referenciado anteriormente, o mecanismo de bloqueio do movimento/ posição do movimento de pronação e supinação, está localizado numa das peças mais distais do antebraço.

Este é um mecanismo de fácil compreensão e de fácil montagem, utilização e com um número reduzido de componentes, de modo que a possibilidade destes se partirem ou avariarem, seja reduzida.

A parte visível deste sistema é localizado exteriormente, onde o utilizador vai apenas ver um “botão” que vai deslizar para desacoplar as duas partes do antebraço, e soltar quando pretende bloquear os movimentos.

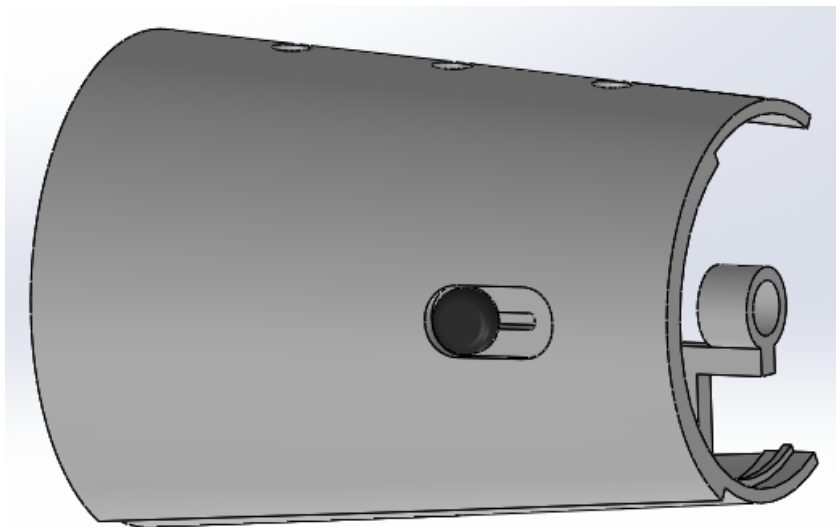


Figura 101: Vista exterior do mecanismo de bloqueio do movimento de pronação e supinação do antebraço

Este mecanismo é formado por cinco componentes. Exteriormente é visível o “botão” para o utilizador ativar ou desativar o mecanismo. Interiormente, este sistema está fixo através da guia da cavilha que vai manter a cavilha no local exato, onde na sua extremidade se vai encontrar uma ponta para que esta encaixe nas guias localizadas nas peças proximais do antebraço. Para manter o mecanismo sempre trancado, na montagem foi colocado um elástico (vermelho) preso na guia da cavilha, passando por um pequeno rasgo localizado numa das extremidades da cavilha.

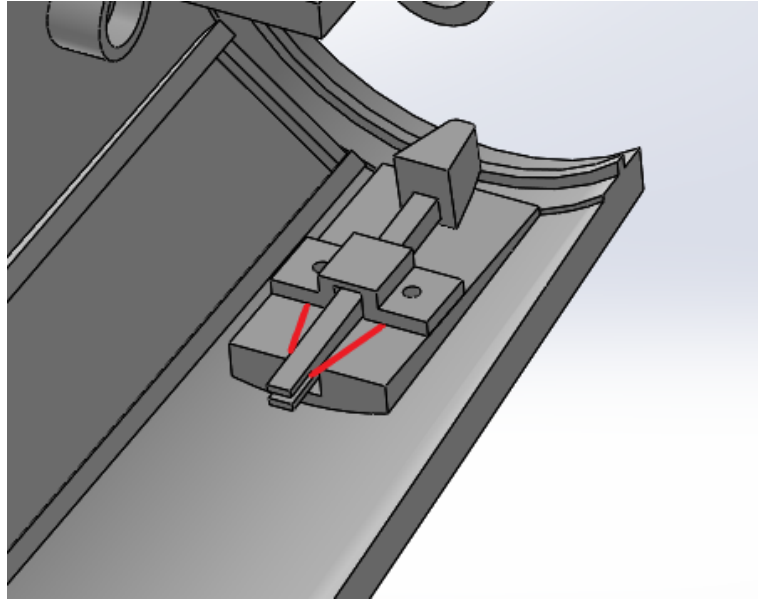


Figura 102: Interior do mecanismo de bloqueio dos movimentos de pronção e supinação do antebraço

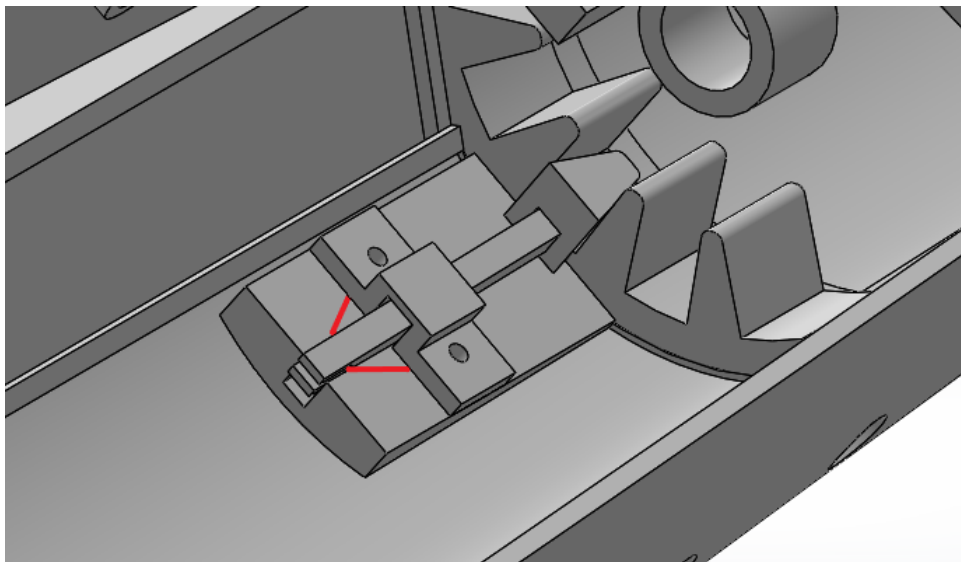


Figura 103: Mecanismo de bloqueio dos movimentos de pronção e supinação do antebraço, ativado

3.4.9 Peças ilustrativas

De modo que no final a montagem de todos os componentes no software SolidWorks seja o mais rigorosa e completa possível, o autor recorreu a peças meramente ilustrativas dos componentes que não foram dimensionados, como o Arduino mega 2560, a bateria lipo, o circuito impresso e os servomotores e o conversor DC-DC Boost, respeitando as dimensões presentes nos datasheets de cada componente.

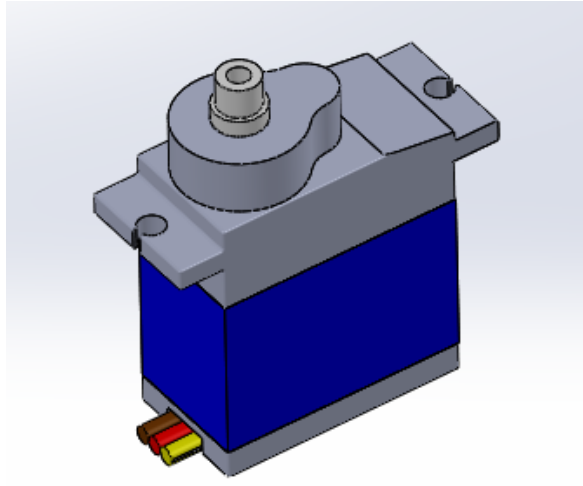


Figura 104: Servomotor MG92B

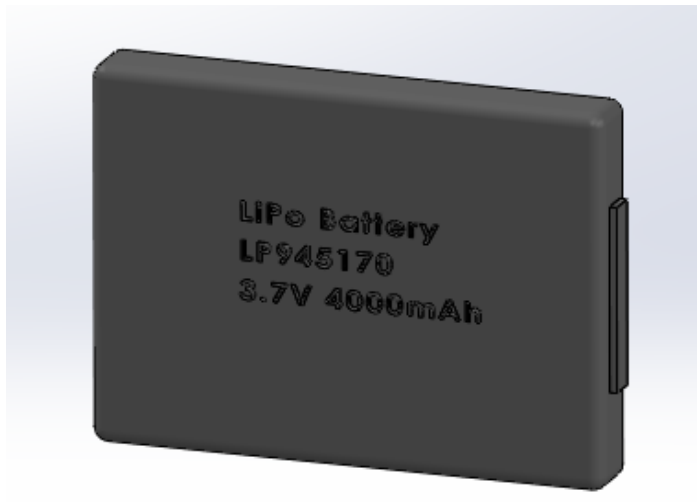


Figura 105: Bateria lipo

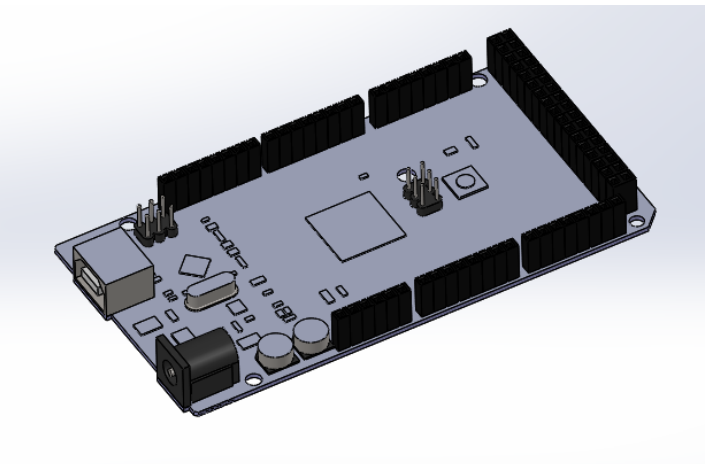


Figura 106: Arduíno Mega 2560

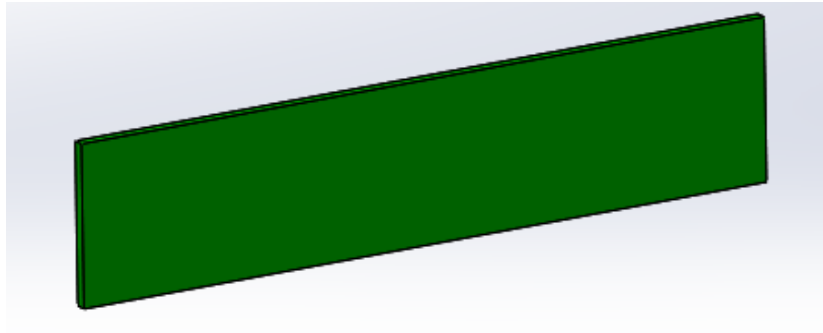


Figura 107: Circuito impresso

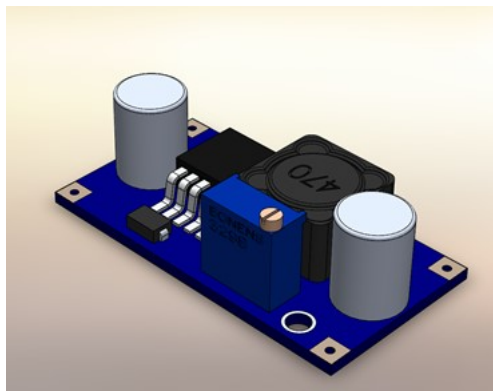


Figura 108: Conversor DC-DC Boost

3.4.10. Parte elétrica

Os componentes elétricos desta segunda iteração, são os mesmos utilizados na primeira versão esta prótese mioelétrica, com a exceção do número de servomotores utilizados.

Consultando-se o datasheet de cada servomotor MG92B, conclui-se que estes apresentam:

Diferença de potencial: $V = 5\text{ V}$

Corrente: $I = 200\text{ mA}$

Como esta versão é constituída por 4 motores:

$$\text{Potência: } P = 4 * 5 * 0,2 = 4\text{ W} \quad (10)$$

Consultando o datasheet do Arduino Mega 2560, este possui:

Diferença de potencial: $V = 5\text{ V}$

Corrente: $I = 1 \text{ A}$

Consumindo:

$$\text{Potência: } P = 1 * 5 = 5 \text{ W} \quad (11)$$

Relativamente ao conversor DC-DC Boost, o autor optou pelo XL6009E1, assumindo-se que a eficiência teórica deste é aproximadamente 100%, para facilitar os cálculos, logo:

$$P_{out} = P_{in} = 5 + 4 = 9 \text{ W} \quad (12)$$

$$P_{in} = I_{in} * V_{in} \Leftrightarrow 9 = I_{in} * 3.7 \Leftrightarrow I_{in} = 2.43 \text{ A} \quad (13)$$

Observando os cálculos, conclui-se que a corrente que circula no circuito elétrico ($I_{in} = 2.43 \text{ A}$), é inferior ao valor máximo de corrente que este suporta ($I = 4 \text{ A}$).

A bateria Lipo selecionada, apresenta:

$$\text{Capacidade: } C = 4000 \text{ mAh (Coulombs)}$$

$$\text{Diferença de potencial: } V = 3,7 \text{ V}$$

Portanto a energia total desta mesma é:

$$E = C * V \Leftrightarrow E = 4000 * 3,7 \Leftrightarrow E = 13,8 \text{ Wh (Joules)} \quad (14)$$

Como a potência consumida pelo circuito é:

$$P = 5 + 4 = 9 \text{ W} \quad (15)$$

A autonomia do braço robótico adotando estes componentes, e com utilização contínua, é:

$$t = \frac{13,8}{9} = 1,53 \text{ h} = 92 \text{ minutos} \quad (16)$$

Utilizando o mesmo carregador de 2 A selecionado anteriormente (IMAX B6AC), o tempo de carregamento é:

$$t = \frac{C}{I} = \frac{4}{2} = 2 \text{ horas} \quad (17)$$

3.4.11. Coeficientes de segurança

Qualquer projeto independentemente da sua importância, tem de conter nas suas especificações o coeficiente de segurança a que este está sujeito, para obtenção de desempenho das operações, assim como a segurança do mesmo enquanto opera (Silva, 2020). Este coeficiente consiste em relacionar a capacidade de resistência de um elemento estrutural de qualquer projeto, com as tensões a que lhe estão associadas no seu normal funcionamento.

Os coeficientes de segurança vão variar de aplicação para aplicação, onde quanto menor importância for associada a esta, o valor do coeficiente vai-se aproximar do valor “1”. Por outro lado, quando uma aplicação que no caso de rotura possa provocar ferimentos ou acidentes fatais pondo em causa a integridade física das pessoas, o valor do coeficiente de segurança vai ser muito superior. Por exemplo, o coeficiente de segurança de um elevador de passageiros, compreende-se entre os 10 e os 12 (Barbosa, 2017).

No caso da prótese transradial dimensionada, o autor concluiu que não era pertinente calcular o coeficiente de segurança dos parafusos utilizados, pois estes encontram-se extremamente sobredimensionados uma vez que maioritariamente foram utilizados parafusos M2 e M3, onde as tensões associadas eram mínimas. Por outro lado, o autor optou por calcular o coeficiente de segurança associado aos cabos responsáveis pelo movimento de flexão dos dedos.

Tabela 10: Especificações do cabo

Material	Nylon
Máximo suporte aplicado	10.7 Kg
Diâmetro	0.4 mm

Binário exercido pelo servomotor= 0.35 N

$$A = \pi * r^2 = \pi * (0.2 * 10^{-3})^2 = 1.26 * 10^{-7} \quad (18)$$

$$F_{fio} = 10.7 * 9.8 = 104.84 \text{ N} \quad (19)$$

$$F_{motor} = F_p = \frac{\text{binário do motor}}{R_{polia}} = \frac{0.35}{0.015} = 23.3 \text{ N} \quad (20)$$

$$\sigma_{adm} = \frac{F_{fio}}{A} = \frac{104.84}{1.26 * 10^{-7}} = 8.32 * 10^8 \text{ Pa} \quad (21)$$

$$\sigma_{aplicada} = \frac{F_{motor}}{A} = \frac{23.3}{1.26 * 10^{-7}} = 1.84 * 10^8 \text{ Pa} \quad (22)$$

$$CS = \frac{\sigma_{adm}}{\sigma_{aplicada}} = \frac{8.32 * 10^8}{1.84 * 10^8} = 4.52 \quad (23)$$

O coeficiente de segurança a que está associado o fio de nylon é de 4,52, concluindo assim que este componente também está extremamente sobredimensionado.

3.4.12. Propriedades de impressão

Conforme o autor iria desenvolvendo todos os componentes que no final iriam completar esta prótese, este ao mesmo tempo ia imprimindo as peças conforme estavam finalizadas, com o intuito de acelerar o posterior processo de montagem, pois o tempo investido na impressão é bastante extenso.

A impressora utilizada foi a *Artillery Sidewinder X1* tal como aconteceu na primeira iteração, mantendo-se a maioria das propriedades de impressão como é possível observar na tabela abaixo:

Tabela 11: Configuração de impressão (iteração 2)

Material	PLA
Altura das camadas	0.2 mm
Espessura das paredes	0.8 mm
Espessura das paredes superior/ inferior	0.8 mm
Número de contorno de parede	2
Porcentagem de preenchimento	Varia com a peça
Tipo de preenchimento	giroide
Temperatura de impressão	210°
Temperatura da mesa de impressão	60°
Velocidade de impressão	80 mm/s
Retração de filamento em movimento	ativo
Velocidade da ventoinha de refrigeração	100%
Suporte (evitar utilização)	>45°
Tipo de adesão à mesa	Saia

Para se ter uma ideia do tempo de impressão de cada peça, na tabela abaixo está representado o nome da peça, com a respectiva porcentagem de preenchimento, tempo investido e o preço de produção (o preço apenas inclui a matéria-prima, não incluindo a eletricidade utilizada).

Tabela 12: Especificações de impressão para cada peça

Nome	Preenchimento (%)	Tempo	Preço (€)
Antebraço – 1º Peça	30	10.44 h	1.26
Antebraço – 2º Peça	60	20.21 h	2.58
Antebraço – 3º Peça	30	17.44 h	2.28
Antebraço – 4º Peça	30	15.50 h	1.82
Dedo Mindinho	35	2.28 h	0.24
Dedo Anelar	35	3.50 h	0.38
Dedo Médio	35	4.30 h	0.47
Dedo Indicador	35	3.50 h	0.38
Polegar	35	4.55 h	0.61
Apoio do Motor	40	0.03 h	0.01
Batentes dos Dedos	40	0.15 h	0.03
Mecanismo de Rotação	40	0.24 h	0.04
Topo da Mão	30	5.31 h	0.82
Peça Intermédia Mão	60	11.42 h	1.43
Palma da Mão	30	5.51 h	0.86
Polias de Flexão Dedos	40	0.51 h	0.11
Pulso	30	1.44 h	0.21
Roldana Diferencial	40	0.07 h	0.01
Tampa Diferencial	40	0.27 h	0.07
Tampa da Bateria	40	2.49 h	0.44
Total	...	~113 h	14.05

Analisando a tabela acima, observa-se que existem componentes com diferente percentagem de preenchimento, onde as que apresentam maior percentagem são as que apresentam elevada importância no sistema, para tentar aumentar a resistência às forças exercidas, nomeadamente a peça (Antebraço – 2º Peça), pois é nesta que estão localizados 3 dos motores utilizados.

De forma a reforçar a afirmação do autor, é possível observar também na tabela que o tempo aproximado de impressão correspondeu a 113 horas com um custo de matéria de 14.05 €.

3.5 Montagem

O autor assim que tinha todas as peças impressas procedeu à sua montagem, o que levou horas a estar concluída, obtendo-se o desenho de conjunto nas figuras abaixo apresentadas.

Todo o processo de montagem está descrito em anexo, com diversas imagens para que a sua compreensão seja facilitada e ajudar o utilizador na montagem da mesma.

Para além do processo de montagem, no CD encontram-se anexados todos os ficheiros das peças desenvolvidas.

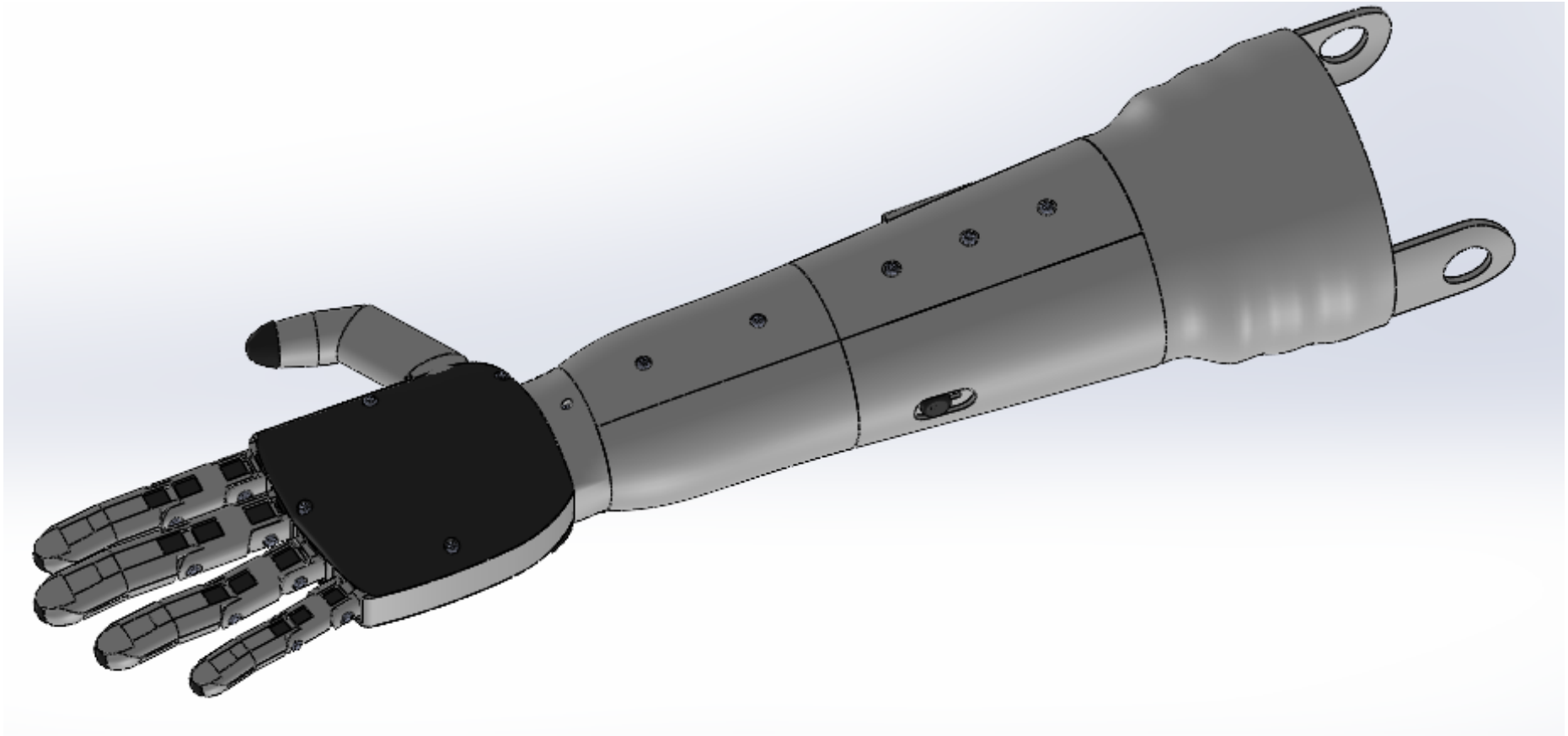


Figura 109: Desenho 3D do conjunto final (vista 1)

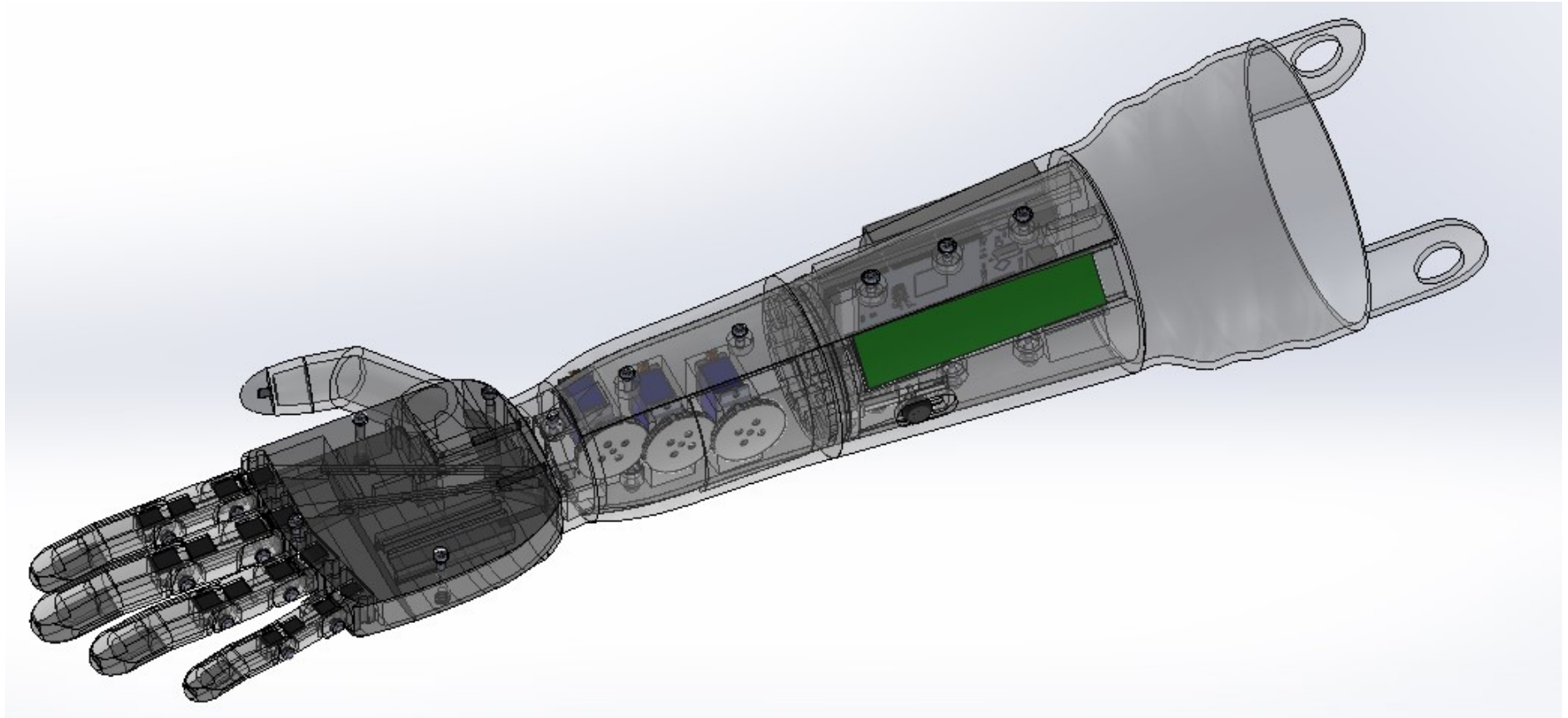


Figura 110: Desenho 3D do conjunto final (vista 2)

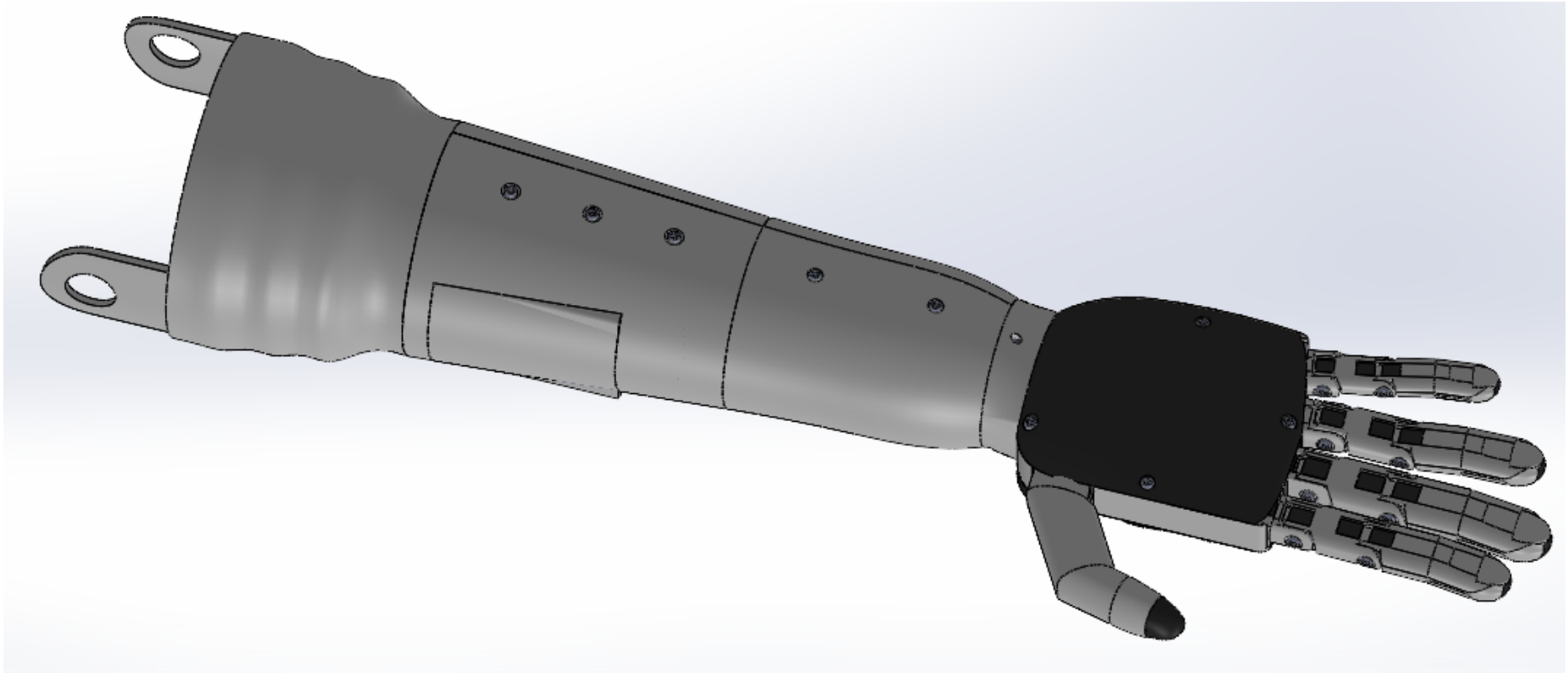


Figura 111: Desenho 3D do conjunto final (vista 3)

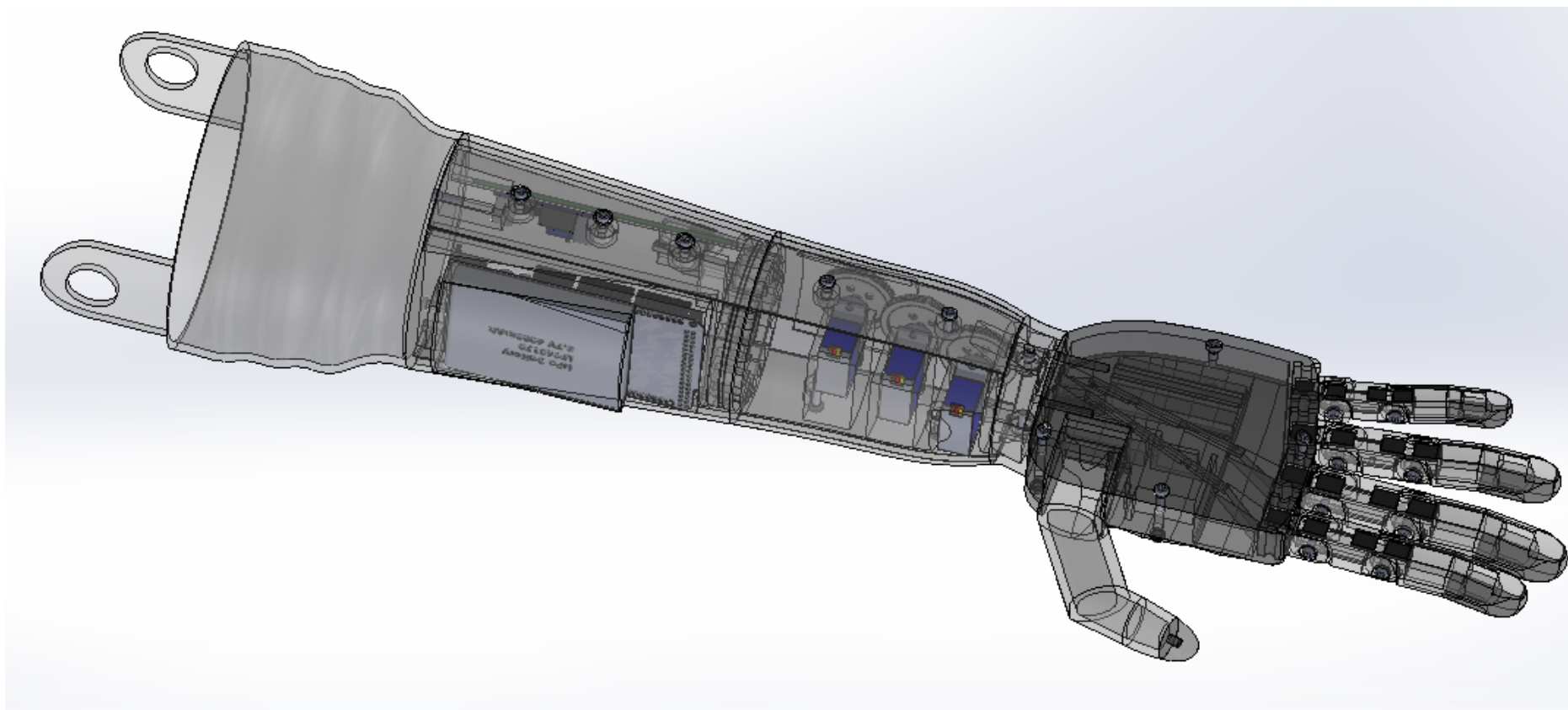


Figura 112: Vista 3D do conjunto final (vista 4)

Capítulo 4

4. Resultados e discussões

Neste capítulo são abordados os resultados obtidos nos cálculos efetuados anteriormente, bem como são descritas algumas observações acerca das tolerâncias e análise das simulações realizadas.

Tal como aconteceu na primeira iteração, os cálculos realizados para obter a autonomia recorrendo à bateria Lipo de 4000 mAh que fornece energia ao Arduíno mega 2560 e aos 4 servomotores utilizados, foi obtida como se os componentes estivessem sempre em constante funcionamento. , Isto não retrata um caso real de uma pessoa, uma vez que por muito que uma pessoa seja ativa fisicamente, esta não vai mexer os 5 dedos em simultâneo durante 92 minutos, concluído assim que os 92 minutos de autonomia da bateria são para uma situação extrema. Para além dos movimentos extremos dos dedos, os componentes como o Arduíno, nem sempre está a realizar o consumo máximo, nomeadamente nos períodos de vazio onde não emite sinais PWM, sendo o seu consumo mais baixo.

Pelo contrário, se o utilizador permanecer com os dedos estáticos, a prótese irá ter uma autonomia de 166 minutos como é possível observar no cálculo abaixo, concluindo-se que existe uma relação de proporcionalidade inversa entre a autonomia da bateria e o quão ativa é a pessoa.

$$P = 5 W$$

$$t = \frac{13,8}{5} = 2,76 \text{ h} \approx 166 \text{ minutos} \quad (24)$$

A única forma de aumentar a autonomia de todo o sistema, consiste em substituir a bateria por uma com uma capacidade superior à adorada, levando, por conseguinte, a um aumento de peso e á necessidade de rearranjar o local destinado para resguardar a mesma, pois esta vai apresentar dimensões diferentes, e um tempo de carregamento aumentado.

Quanto ao procedimento de montagem situado em anexo, conclui-se que não era necessário utilizar maioritariamente parafusos M3, pois estes embora que não tenham sido realizados cálculos acerca dos seus coeficientes de segurança, claramente que se trata

de um projeto extremamente sobredimensionado. Esses mesmos parafusos foram utilizados como articulações dos dedos, onde o autor enquanto realizava o seu desenho em CAD, teve a atenção de deixar uma tolerância de 0.2mm nos buracos onde os parafusos iriam ser colocados, de forma a reduzir o atrito. Nos restantes buracos onde os parafusos de suporte iriam ser colocados, a tolerância destes é de 0mm, para que estes entrem “à pressão” para que todo o conjunto fique o mais seguro possível.

Quando às peças dinâmicas que iriam estar com superfícies em contacto, nomeadamente os dedos e a interface de ligação entre a parte proximal e distal do antebraço, foram realizadas ações de desbaste da superfície, de modo a neutralizar as irregularidades das diferentes camadas de impressão, de modo a diminuir o atrito entre estas peças. Para tal, foram utilizados 3 tipos de papel abrasivo. Inicialmente foi o papel abrasivo N150, para retirar as imperfeições maiores, seguido do N320 e N400, para deixar as superfícies com um toque mais suave.

4.1 Teste da segunda iteração

Após a montagem, o autor prosseguiu ao teste prático da prótese dimensionada. Tal como o autor realizou para a prótese da primeira iteração, esta vai ser exposta a diversos testes, para o autor averiguar se esta consegue recriar movimentos do dia a dia, com a finalidade de se concluir se a prótese melhorou o desempenho de forma significativa ou não relativamente à primeira. Os registos em vídeo realizados, estão anexados no CD para futura consulta.

Para realizar os testes pretendidos, inicialmente foi necessário desenvolver um código em Arduino, resultando num produto final muito semelhante com o da primeira iteração. Na figura abaixo, está representado o código utilizado.

```

//carregar biblioteca
#include <Servo.h>

//nomes dos motores
Servo polegar;
Servo indicador;
Servo medio;
Servo diferencial;

//portas PWM
int servopin2 = 2;
int servopin3 = 3;
int servopin4 = 4;
int servopin5 = 5;

void setup() {
  //posição inicial do servomotor do polegar
  polegar.write(180);

  //associar portas aos motores
  polegar.attach(servopin2);
  indicador.attach(servopin3);
  medio.attach(servopin4);
  diferencial.attach(servopin5);
}

void loop() {
  //ângulo de cada motor
  polegar.write(180);
  indicador.write(0);
  medio.write(0);
  diferencial.write(0);
}

```

Figura 113: Código Arduino utilizada na segunda iteração

O primeiro conjunto de movimentos consistiu em testar o movimento de cada dedo, onde o motor associado ao dedo que está a ser testado, iria realizar a maior rotação possível até encontrar oposição, como é possível observar no conjunto de figuras abaixo.



Figura 114: Posição de repouso da mão



Figura 115: Teste do polegar



Figura 116: Teste do dedo indicador



Figura 117: Teste do dedo médio

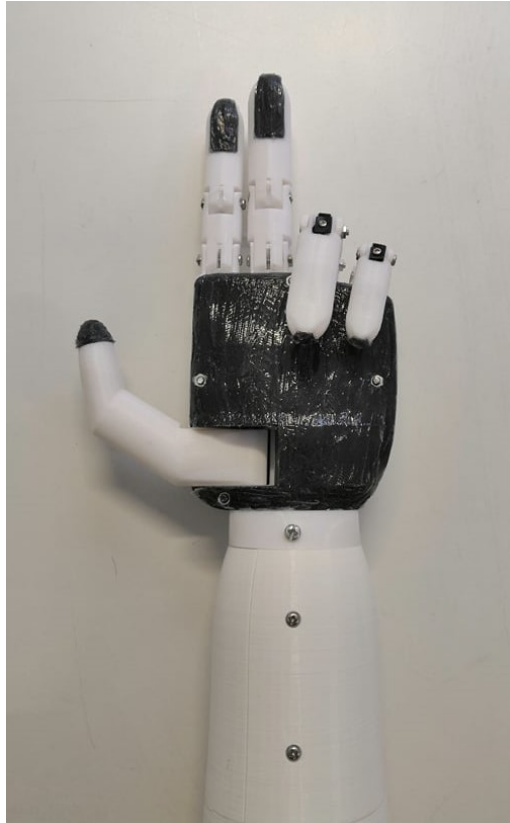


Figura 118: Teste dos dedos anelar e mindinho

Após se testar o movimento de todos os dedos, o autor optou por testar o sistema de rotação do braço, assim como o mecanismo de bloqueio que a este está associado, revelando-se ser um método muito bem conseguido e aparentemente fiável.



Figura 119: Teste de rotação do braço

Após se verificar que todos os componentes mecânicos da prótese se encontram no seu normal funcionamento, o autor seguidamente optou por recriar movimentos do dia a dia, nomeadamente as tarefas designadas:

1. Teste da caneta

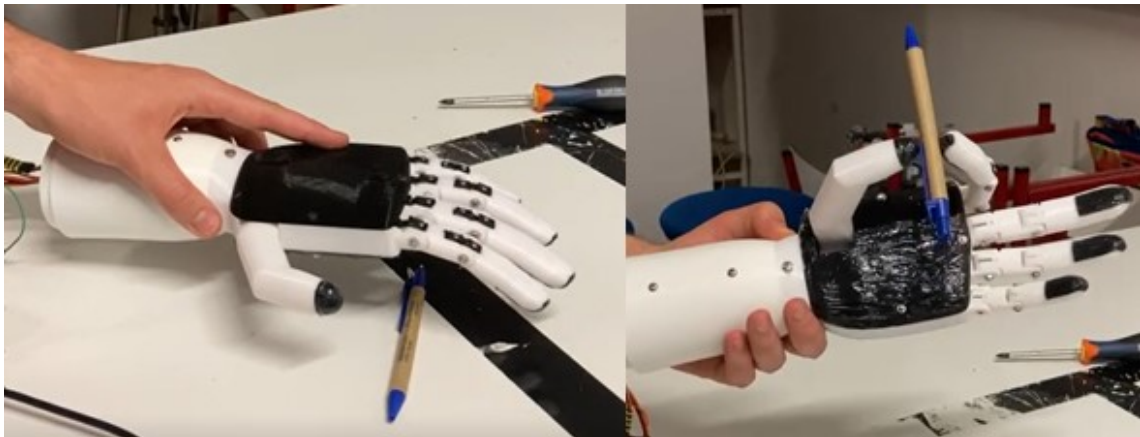


Figura 120: Teste da Caneta

2. Teste da ferramenta

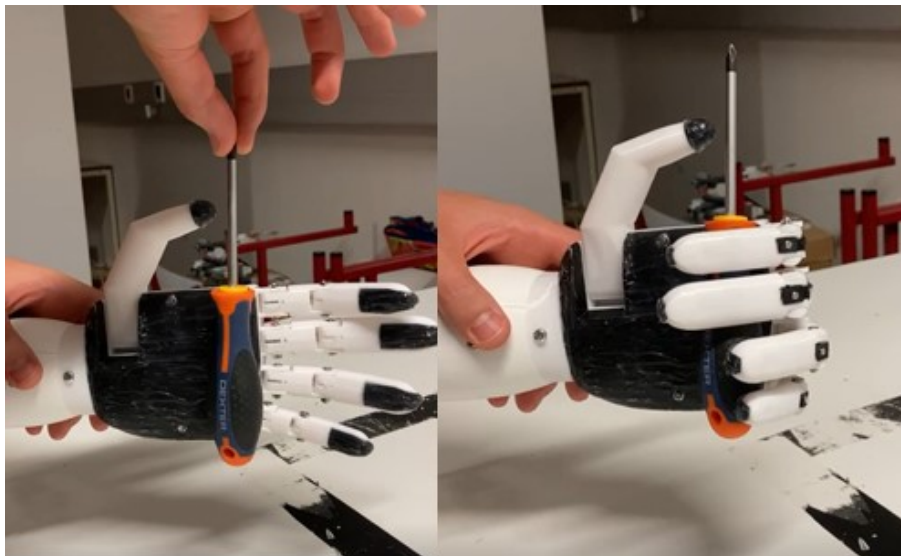


Figura 121: Teste da ferramenta

3. Teste da caixa de comprimidos

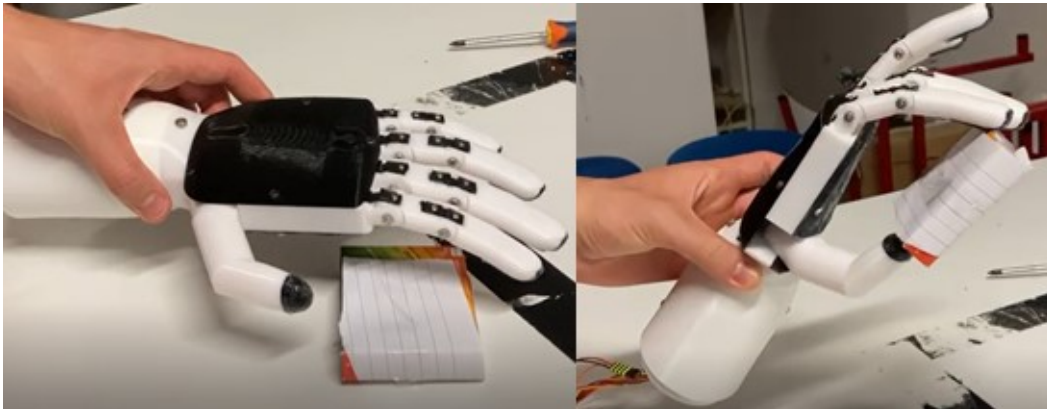


Figura 122: Teste da caixa de comprimidos

4. Teste da fita cola



Figura 123: Teste da fita cola

5. Garrafa



Figura 124: Teste da Garrafa

6. Tampa de garrafa



Figura 125: Teste tampa de garrafa

7. Ovo

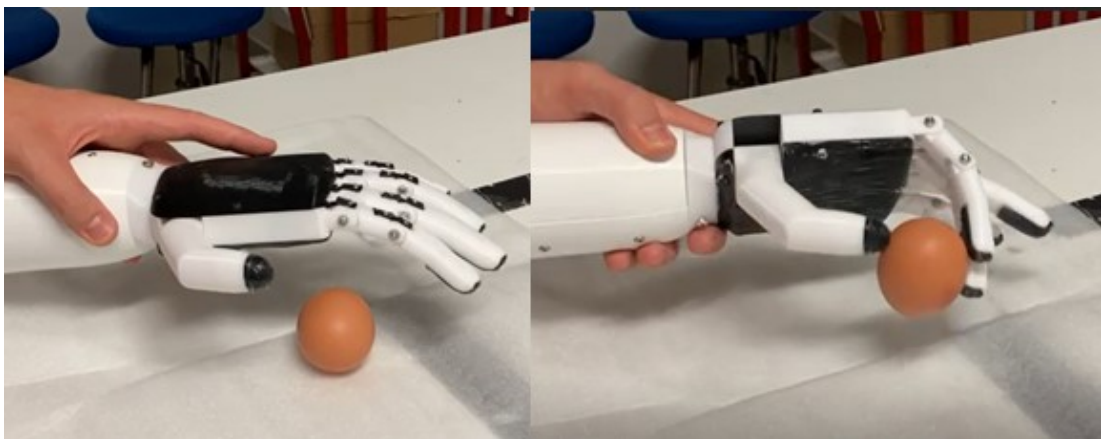


Figura 126: Teste do ovo

8. Fruta



Figura 127: Teste da fruta

9. Copo



Figura 128: Teste de diferentes tipos de copos

Na tabela abaixo, encontra-se a tabela com os ângulos que cada motor descreveu para que fosse possível recriar os testes acima representados.

Tabela 13: Ângulos descritos pelos motores

Motores	Movimentos								
	1º	2º	3º	4º	5º	6º	7º	8º	9º
Polegar	100	180	90	100	90	110	90	90	90
Indicador	170	180	170	150	160	180	170	160	170
Médio	0	170	170	0	160	0	170	160	170
Diferencial	0	180	0	0	170	0	0	170	180

No teste 9 (teste de diferentes tipos de copos), tal como aconteceu no teste da primeira interação, o autor decidiu saber qual era a quantidade máxima de água que a prótese era

capaz de suportar, com o objetivo de no final comparar as duas próteses para saber se esta foi aperfeiçoada neste requisito. Após o teste da segunda iteração, o autor chegou à conclusão que a quantidade máxima de água que a mão conseguia suportar, sem ocorrer escorregamento do recipiente, foi de 400 ml, ocorrendo um incremento de 266.67% da quantidade de água suportada ao alterar a superfície de contato. O autor acredita que esse aumento de água está diretamente relacionado com as pontas dos dedos e da parte inferior da mão, pois uma das funções destes componentes é funcionarem como incrementadores de atrito, revelando ser extremamente eficientes.

Na figura abaixo é possível observar todos os componentes constituintes da prótese, onde o autor recorrendo ao Software SolidWorks, omitiu as “paredes” externas do desenho de conjunto de modo que os interessados que futuramente desejarem dar continuidade a este projeto ou então entusiastas deste tipo de projetos, tenham a percepção da dificuldade em desenvolver um projeto como este, especialmente devido à falta de espaço disponível.

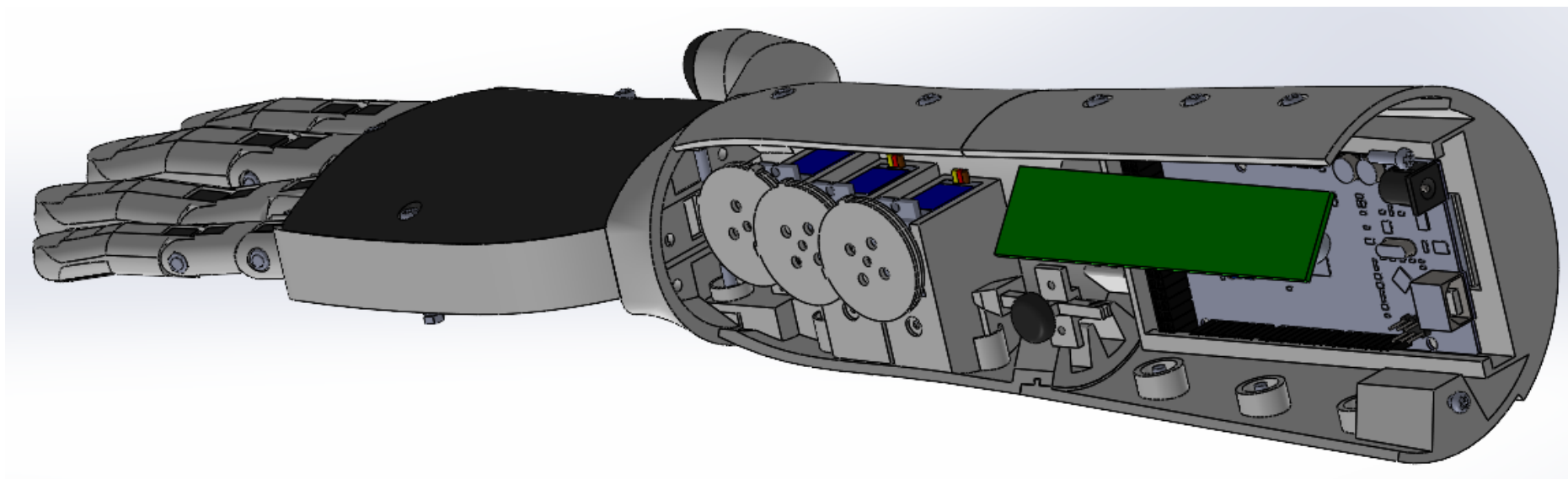


Figura 129: Vista interior do resultado final

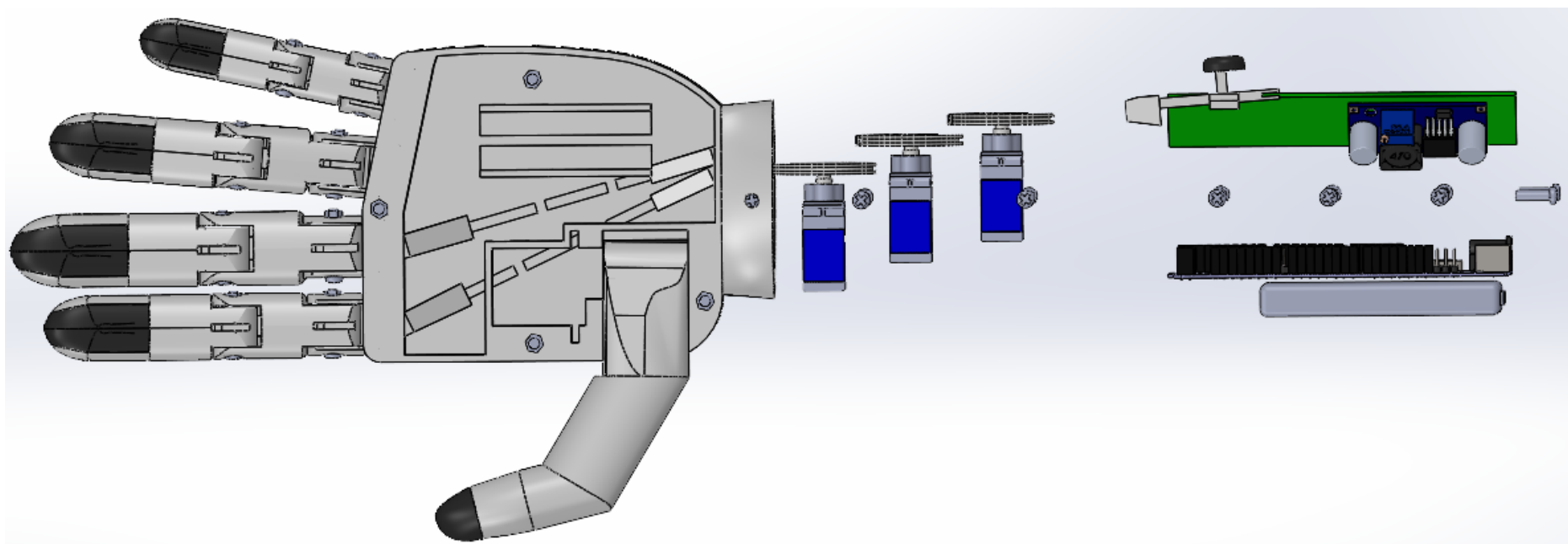


Figura 130: Componentes do resultado final

Capítulo 5

5. Conclusões e trabalhos futuros

Este capítulo foi desenvolvido com o intuito de expor os aspetos positivos e negativos desta segunda iteração observados após a realização dos testes práticos. Para além desses aspetos, são expostos também os problemas enfrentados pelo autor no desenvolvimento deste projeto, assim como são dadas sugestões de trabalhos futuros para uma próxima iteração de desenvolvimento.

5.1 Conclusões

Construir uma prótese mioelétrica tentando impor um certo grau de inovação sem atingir um preço astronómico. Este foi o objetivo principal para a realização deste projeto desde o início da primeira iteração, mantendo-se intacto até á realização desta segunda versão do braço robótico.

Para este projeto estar concluído, vão ser necessárias muitas mais iterações do que estas duas, assim como tempo investido. Isto devido à complexidade no desenvolvimento de projetos relativamente à sua área multidisciplinar, daí os preços praticados neste tipo de produtos ser muito elevado.

Após se realizar uma breve introdução ao projeto e os objetivos, o autor realizou o estado de arte. Neste segmento, o autor realizou um breve resumo da primeira iteração com o objetivo de definir o ponto de partida pelo qual ele se guiou para que nas futuras investigações, não se repitam erros ou temas já anteriormente abordados. Para além disso, o autor concretizou a parte experimental que teria ficado pendente devido à pandemia Covid-19.

A componente experimental consistiu em imprimir todos os elementos desenhados pelo engenheiro João Ferrão, proceder ao seu processo de montagem e testagem. Para que fosse possível realizar os testes, o autor teve de alterar e redesenhar componentes indispensáveis para o correto funcionamento. Este foi um paço de extrema importância para o sucesso deste projeto, uma vez que só assim foi possível concluir os passos que

foram bem ou mal conseguidos na primeira iteração para o autor tomar conhecimento de qual seria as tecnologias e mecanismos a utilizar na segunda versão desta prótese.

O segmento que se seguiu ao estado de arte intitulado por etapas de projeto, encontra-se subdividido em duas partes, o projeto conceitual e o projeto detalhe.

Na secção do processo conceitual, foram abordados os temas que estão diretamente relacionados com o funcionamento do braço robótico, alguns deles já abordados anteriormente, mas neste caso foram aprofundados, nomeadamente o tipo de atuadores que foram utilizados, que através de uma exaustiva reflexão os servomotores seriam os motores que melhor se adequavam para o sucesso dos movimentos e o mecanismo de movimento dos dedos, que se manteve praticamente o mesmo, exceto com a eliminação de um cabo por dedo e a adição de uma banda elástica em cada articulação

Ainda neste segmento, foram abordados mais dois temas, a interface de ligação entre a prótese e o coto e o sistema de “rotação” da mão. O autor para a escolha destes dois mecanismos, tentou inovar e adotar mecanismos não implementados anteriormente por outras entidades, mas apenas o mecanismo de rotação foi testado, revelando conformidade com o funcionamento projetado. A interface de ligação entre a prótese e o coto do paciente, na teoria parece ser uma boa aposta para a próxima iteração deste projeto, no entanto apenas recriando um cenário prático é que se consegue ter a perceção de como iria reagir o coto do paciente, visto que é uma parte do corpo bastante problemática devido aos traumas e cirurgias a que foi sujeito.

O segmento seguinte correspondeu ao projeto de detalhe, que se revelou ser o mais demorado desta dissertação. Neste subcapítulo foram desenvolvidos em CAD todas peças que montadas corretamente vão formar o braço robótico, os cálculos necessários, nomeadamente da componente elétrica e as propriedades de impressão que foram utilizadas sem comprometer estruturalmente o conjunto final.

Quanto às propriedades de impressão, o autor conseguiu encontrar as ideais rapidamente, uma vez que este já possuía algum histórico e prática neste tipo de tecnologia. O maior entrave neste caso foram as proporções que os dedos, mão e braço iriam tomar, sendo um pouco difícil ter a precessão do tamanho real quando se está a projetar num software desta natureza, assim como as tolerâncias admitidas entre peças dinâmicas para que estas se movam com alguma folga e com o menor atrito possível.

O espaço disponível correspondeu a outra grande dificuldade encontrada, isto pois o espaço no interior da mão, pulso e antebraço, é extremamente reduzido para englobar

todos os componentes mecânicos, elétrico e estruturais, nomeadamente os 4 servomotores, Arduíno, diferencial, guia para os fios, mecanismo de bloqueio de rotação do braço, Arduíno, bateria, circuito impresso e conversor. Devido a este entrave, foram incontáveis as vezes que as peças foram alteradas devido à falta de espaço disponível para conter todos os componentes ou então devido à impossibilidade física de estes se ligarem.

No decorrer deste projeto e com a conclusão desta segunda iteração, o autor observou que existem componentes que foram bem conseguidos e melhorados relativamente à primeira iteração, mostrando ser uma mais-valia para projetos futuros, mas por outro lado existem partes que necessitam melhoramento a ser realizado nas próximas iterações, assim como testar as mesmas num ambiente real.

Visualmente a maior diferença relativamente à primeira iteração, corresponde às proporções antropométricas mais reais dos dedos, que apresentam dimensões que se assemelham a dedos humanos com comprimentos e diâmetros proporcionais a cada dedo. A palma da mão também sofreu alterações, uma vez que nesta segunda iteração encontra-se muito mais apelativa visualmente devido ao reposicionamento dos servomotores, assim como na alteração do mecanismo de atuação dos dedos anelar e mindinho. Ainda relativamente aos dedos e à palma da mão, estes elementos apresentam na sua constituição componentes removíveis, que no caso dos dedos são as pontas e na palma da mão é na parte inferior da mesma, capazes de ser alterados facilmente caso os próximos autores das próximas iterações desejem colocar sensores de pressão ou novos componentes dessa natureza. Esses componentes removíveis foram pensados também para funcionar como incrementadores de atrito, mostrando grandes melhorias nessa área. O mecanismo de flexão e extensão dos dedos foi simplificado, mostrando um desempenho favorável, assim como o mecanismo de rotação do polegar que mostrou ser uma solução fiável. O interior do antebraço foi rearranjado e implementou-se o sistema de rotação da mão, mostrando funcionar como previsto. O autor ainda desenvolveu a interface de ligação entre o coto e a prótese, no entanto apenas num ambiente prático é que será possível obter conclusões acerca da conformidade desta componente.

Por outro lado, como esta segunda iteração corresponde a um estado muito preliminar deste projeto e longe de estar concluído, nesta iteração ainda existem partes que podem ser melhoradas, nomeadamente o polegar. Na realização desta iteração, o autor preferiu eliminar os movimentos de flexão e extensão deste dedo, no entanto devido à sua importância no dia a dia, seria pertinente ter um dedo dinâmico, com um mecanismo mecânico que fosse possível abrir e fechar o dedo através de cliques. Os dedos mindinho e anelar podem ser melhorados, pois estes não realizam o movimento de flexão até onde o

autor desejaria, sendo necessário a implementação de um servomotor de maior potência uma vez que estes dedos estão dependentes do mesmo motor e a força é dividida pelos dois dedos.

Após a realização desta iteração, está presente a noção que para a realização de um projeto desta natureza ainda há um longo caminho a ser percorrido, pois existem sempre aspetos a serem melhorados, assim como novas tecnologias que possivelmente vão superar as já existentes. O autor afirma que fez um bom progresso para o sucesso deste projeto, criando uma base sólida para as próximas iterações que advêm.

5.2 Trabalhos futuros

Para as próximas iterações a serem desenvolvidas, o autor apresenta alguns trabalhos que seriam pertinentes ser desenvolvidos para a evolução do projeto, nomeadamente:

- Substituição do servomotor associado aos dedos anelar e mindinho por outro de maior potência;
- Implementação de um sistema mecânico no polegar para que este consiga exercer os movimentos de flexão;
- Teste prático da interface de ligação entre o coto do paciente e a prótese;
- Implementação de um botão que faça com que os dedos fiquem bloqueados por atrito numa certa posição para facilitar possíveis ações;
- Implementar sensores mioelétricos e dimensionar o processo de aquisição de dados;
- Implementar sensores de pressão nas pontas dos dedos de modo que o utilizador receba alguma forma de feedback ao tocar num objeto, nomeadamente uma vibração na zona do coto.

Bibliografia

- Afonso, C., Coelho, I. J. P., & Cadete, I. A. (2009). Amputações e Malformações Congénitas do Membro Superior na População Pediátrica - Revisão de 27 Anos
Congenital skeletal deficiencies in upper limb in a pediatric population : 27 years
Revision. *Revista Da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação*,
17(1), 1–4.
- Almeida. (2018). *Estudo e desenvolvimento de uma prótese de mão utilizando técnicas de soft robotics*. 106.
- Barbosa. (2017). *Coeficiente de Segurança - Consultoria & Engenharia*.
<https://consultoriaengenharia.com.br/confiabilidade-e-risco/coeficiente-de-seguranca/>
- BoaFitSystem. (2021). *The History of the BOA® Fit System*. <https://www.boafit.com/en-gb/company/our-story>
- Castellini, C. (2020). Design principles of a light, wearable upper limb interface for prosthetics and teleoperation. In *Wearable Robotics: Systems and Applications*. INC. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00020-5>
- Chang, W. T., Tseng, C. H., & Wu, L. I. (2004). Creative mechanism design for a prosthetic hand. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 218(6), 451–459.
<https://doi.org/10.1243/0954411042632108>
- ClickMedical. (2021). *RevoFit for Patients | Prosthetic Adjustment Socket for Comfort & Relief | Above Knee Prosthetic Leg Design and Types | BOA Prosthetics | Amputee Supplies Near Me | Amputees Essentials and Resource | Click Medical*.
<https://clickmedical.co/for-patients/revofit/>
- Cordella et al. (2016). Literature review on needs of upper limb prosthesis users. *Frontiers in Neuroscience*, 10(MAY), 1–14. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00209>
- CYBATHLON. (2021). <https://cybathlon.ethz.ch/en>
- Dechev, N., Cleghorn, W. L., & Naumann, S. (2001). Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand. *Mechanism and Machine Theory*, 36(10), 1157–1173.
[https://doi.org/10.1016/S0094-114X\(01\)00035-0](https://doi.org/10.1016/S0094-114X(01)00035-0)

- Domingues. (2016). *Avaliação de Próteses Transfemorais*. 1–129. <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/87859/2/159301.pdf>
- Fajardo, J., Ferman, V., Cardona, D., Maldonado, G., Lemus, A., & Rohmer, E. (2020). Galileo hand: An anthropomorphic and affordable upper-limb prosthesis. *IEEE Access*, 8, 81365–81377. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2990881>
- Ferrão, P. (2020). *Prótese transradial com servomotores de acionamento mioelétrico*.
- Forte. (2019). *Músculos*. 2–3.
- Gopura, R. A. R. C., & Bandara, D. S. V. (2018). A Hand Prosthesis with an Under-Actuated and Self-Adaptive Finger Mechanism. *Engineering*, 10(07), 448–463. <https://doi.org/10.4236/eng.2018.107031>
- Hussein. (2014). 3D Printed Myoelectric Prosthetic Arm. *Research Policy*, October, 1–87. <http://dx.doi.org/10.1016/j.respol.2011.09.003> <https://doi.org/10.1016/j.worlddev.2020.104995> <http://dx.doi.org/10.1016/j.worlddev.2009.12.011> <http://publicaciones.eafit.edu.co/index.php/ecos-economia/article/view/1969/1978> <https://doi.org/10.1016>
- Jones, G. K., & Stopforth, R. (2016). Mechanical Design and Development of the Touch Hand II Prosthetic Hand. *R&D Journal of the South African Institution of Mechanical Engineering*, 32(January), 23–34. <http://www.saimeche.org.za>
- Jönsson, S., Caine-Winterberger, K., & Branemark, R. (2011). Osseointegration amputation prostheses on the upper limbs: Methods, prosthetics and rehabilitation. *Prosthetics and Orthotics International*, 35(2), 190–200. <https://doi.org/10.1177/0309364611409003>
- Kruk. (2017). *Próteses Biônicas. Assim como nos filmes, as séries e... | by Glenda Mörking Kruk | Tendências Digitais | Medium*. <https://medium.com/tendencias-digitais/próteses-biônicas-a909e8da8834>
- Lake, C. (2008). The evolution of upper limb prosthetic socket design. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 20(3), 85–92. <https://doi.org/10.1097/JPO.0b013e31817d2f08>
- Liow, L., Clark, A. B., & Rojas, N. (2019). OLYMPIC: A modular, tendon-driven prosthetic hand with novel finger and wrist coupling mechanisms. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 5(2), 299–306. <https://doi.org/10.1109/LRA.2019.2956636>

- Losier, Y., Clawson, A., Wilson, A., Scheme, E., Englehart, K., Kyberd, P., & Hudgins, B. (2011). AN OVERVIEW OF THE UNB HAND SYSTEM Institute of Biomedical Engineering , University of New Brunswick , Canada Department of Electrical and Computer Engineering , University of New Brunswick , Canada. *Myoelectric Controls and Upper Limb Prosthetics Symposium*, 2–5.
- Lourenço. (2020). *Tipos de movimentos do corpo humano: Anatomia | Kenhub*.
<https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/tipos-de-movimentos-do-corpo-humano>
- Maat, B., Smit, G., Plettenburg, D., & Breedveld, P. (2018). Passive prosthetic hands and tools: A literature review. *Prosthetics and Orthotics International*, 42(1), 66–74.
<https://doi.org/10.1177/0309364617691622>
- Mariano. (2015). 2015. 1–25.
- Marks, L. J., & Michael, J. W. (2001). Science, medicine, and the future: Artificial limbs. *British Medical Journal*, 323(7315), 732–735.
<https://doi.org/10.1136/bmj.323.7315.732>
- Mendes. (2020). *O que é Metodologia? Qual a importância? – FM2S*.
<https://www.fm2s.com.br/metodologia/>
- Páscoa, J. C. (2008). *Prof Páscoa Páscoa, J. C. (2008). Introdução ao projeto eletromecânico*.
- Polis, J. E. (2009). *Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos*. 1–83.
- Ribeiro, J., Mota, F., Cavalcante, T., Nogueira, I., Gondim, V., Albuquerque, V., & Alexandria, A. (2019). Analysis of man-machine interfaces in upper-limb prosthesis: A review. *Robotics*, 8(1), 1–17. <https://doi.org/10.3390/robotics8010016>
- Rocha. (2015). *Dissertação de Mestrado Dissertação de Mestrado*. 1–108.
- Rodrigues, A. M. V. N., Mancini, M. C., Vaz, D. V., & Silva, L. D. C. (2007). Uso de órtese para abdução do polegar no desempenho funcional de criança portadora de paralisia cerebral: Estudo de caso único. *Revista Brasileira de Saude Materno Infantil*, 7(4), 423–436. <https://doi.org/10.1590/S1519-38292007000400010>
- Salminger, S., Gradischar, A., Skiera, R., Roche, A. D., Sturma, A., Hofer, C., & Aszmann,

- O. C. (2018). Attachment of upper arm prostheses with a subcutaneous osseointegrated implant in transhumeral amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 42(1), 93–100. <https://doi.org/10.1177/0309364616665732>
- Saraiva. (2016). *Interfaces para próteses transtibiais e transfemorais com propriedades adaptadas à mobilidade dos amputados Interfaces for transtibial and transfemoral prosthesis with properties adapted to the mobility of amputees* Luís Artur Santana Saraiva Professor Dou.
- Silva. (2018). Projeto De Uma Prótese Mioelétrica De Baixo Custo Manufaturada Via Impressão 3D. *Mycolological Research*, 113(2), 207–221.
- Silva. (2020). *Coeficiente de segurança - 739 Palavras | Trabalhosfeitos*. <https://www.trabalhosfeitos.com/ensaios/Coeficiente-De-Seguranca/562866.html>
- Sousa, & Andrade. (2017). Manual Técnico de Prescrição de Órteses Próteses Ortopédicas Não Implantáveis e Meios Auxiliares de Locomoção - Diretrizes para a Perícia Médica. *Instituto Nacional Do Seguro Social*. <https://extra268.files.wordpress.com/2017/10/rs611presinssmanual1.pdf>
- Tilley, A. R. (1993). *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. 98.
- TuaSaude. (2021). *Eletromiografia: o que é, para que serve e como é feita - Tua Saúde*. <https://www.tuasaude.com/eletromiografia/>
- Vidal, T. (2008). *Concepção de Próteses Mioelétricas de Membros Superiores Baseada no Estudo Fisiológico* *Concepção de Próteses Mioelétricas de Membros Superiores Baseada no Estudo Fisiológico*. 129.
- Weiner, P., Starke, J., Hundhausen, F., Beil, J., & Asfour, T. (2018). The KIT Prosthetic Hand: Design and Control. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3328–3334. <https://doi.org/10.1109/IROS.2018.8593851>
- Xu, K., Liu, H., Liu, Z., Du, Y., & Zhu, X. (2015). A single-actuator prosthetic hand using a continuum differential mechanism. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2015-June*(June), 6457–6462. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7140106>
- Yong, Jing, & Wo. (2019). Design and implementation of arch function for adaptive multi-finger prosthetic hand. *Sensors (Switzerland)*, 19(16). <https://doi.org/10.3390/s19163539>

ANEXOS

Anexo 1
Procedimento de montagem

1. Revestir as pontas dos dedos polegar, indicador, médio, anelar e mindinho e a palma da mão com uma pequena camada de silicone;
2. Unir as falanges de cada dedo e a peça conectora entre o dedo e a mão, através de parafusos respeitando as seguintes indicações:
 - Dedo Médio: Parafusos M3 20 mm;
 - Dedo Anelar e Indicador: Parafusos M3 20 mm;
 - Dedo Mínimo: Parafusos M3 16 mm.
3. Aparafusar as porcas M3 (x8) aos parafusos das falanges dos dedos;
4. Deslizar a peça conectora dos dedos nas ranhuras da peça intermédia da mão destinada para tal;
5. Cortar 3 fios de nylon com comprimento de aproximadamente 50 cm;
6. Passar dois fios pelas guias presentes nos dedos indicador e médio e no interior da mão até saírem pelos furos do pulso;
7. Colocar o terceiro fio nas guias do dedo mindinho, transpassar pelo interior da mão pelo mecanismo do diferencial e voltando a passar pelo dedo anelar;
8. Dar um nó no fio presente no dedo mindinho, na guia mais distal do dedo;

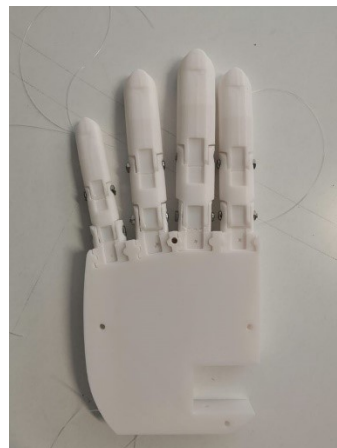


Figura 131: Checkpoint de montagem passo 8

9. Fixar a horn em “L” (flange proveniente do kit do servomotor), ao corpo do polegar, recorrendo a supercola e a um parafuso (vem inserido no kit do servomotor);
10. Ligar o servomotor destinado aos movimentos do polegar ao computador e recorrendo ao código realizado, colocar o eixo do servomotor na posição 180°;
11. Conectar o servomotor do polegar á horn do polegar, e deslizar o motor para o local destinado situado na peça intermédia da mão;
12. Inserir um parafuso M3 20 mm (veio de rotação) na parte abaixo do polegar;
13. Conduzir o fio do servomotor do polegar pelas guias destinadas até chegar ao furo localizado no pulso;

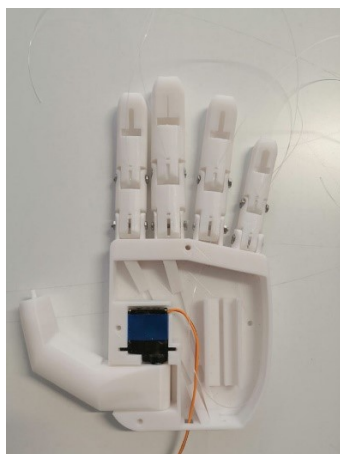


Figura 132: Checkpoint de montagem passo 13

14. Cortar 2 segmentos de elástico de 6 mm de largura para cada dedo (8 segmentos no total), com comprimento de:
 - Dedo Mindinho: 17 mm;
 - Dedo Médio: 24 mm;
 - Dedo Anelar e Indicador: 22 mm.
15. Fixar os elásticos entre cada flange do respetivo dedo, recorrendo a uma pequena quantidade de supercola;
16. Fixar os 16 batentes nos respetivos dedos (4 por dedo), por cima dos elásticos e recorrendo aos parafusos provenientes do kit dos servomotores;



Figura 133: Checkpoint de montagem passo 16

17. Colocar a roldana do sistema de diferencial nas guias destinadas, e direcionar o fio que liga os dedos mindinho e anelar pela pista existente;
18. Cortar um segmento com 50 cm de fio de nylon, dar um nó na roldana do sistema de diferencial e conduzir o fio pela guia existente na zona do pulso;

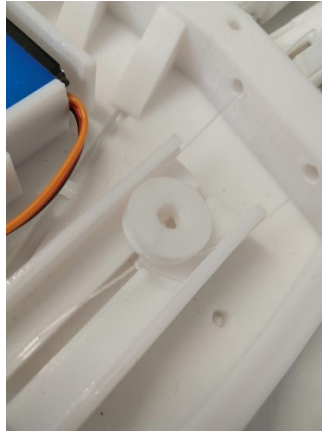


Figura 134: Checkpoint de montagem passo 18

19. Fixar a cobertura do sistema de diferencial com supercola;

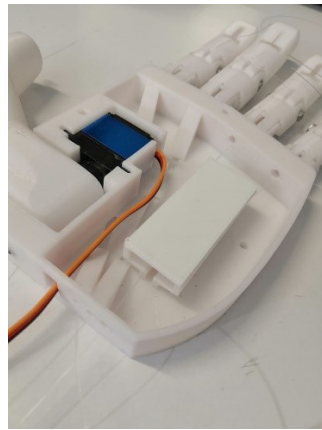


Figura 135: Checkpoint de montagem passo 19

20. Fixar o topo da mão à palma da mão, recorrendo a 4 parafusos M3 35mm e as respectivas porcas;



Figura 136: Checkpoint de montagem passo 20

21. Fixar o pulso ao conjunto mão (topo da mão, peça intermédia e palma da mão), recorrendo a 3 parafusos M3 12mm;



Figura 137: Checkpoint de montagem passo 21

22. Colocar os 3 servomotores no antebraço nas guias destinadas;



Figura 138: Checkpoint de montagem passo 22

23. Fixar o servomotor do dedo médio e o servomotor dos dedos mindinho e anelar, recorrendo a dois parafusos M2.5 12 mm;
24. Fixar o servomotor do dedo indicador, utilizando o apoio do motor e um parafuso M2.5 12 mm;
25. Aparafusar as horns dos servomotores às polias (x3) utilizando 2 parafusos do kit dos servomotores;
26. Ligar os servomotores localizados no antebraço e colocá-los com o eixo na posição 180°;
27. Aparafusar o conjunto polia/horn (x3) a cada eixo do servomotor com o parafuso específico proveniente do kit adquirido;

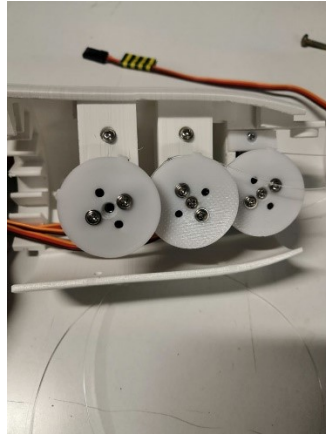


Figura 139: Checkpoint de montagem passo 27

28. Conduzir os fios pelas guias localizadas nas polias e dar diversos nós na ponta do mesmo para que este não corra no sentido oposto;
29. Unir a peça 1 e a peça 2 do antebraço, recorrendo a 4 parafusos M3 12 mm;
30. Unir a peça 1 e 2 do antebraço ao pulso utilizando 2 parafusos M4 10 mm;



Figura 140: Checkpoint de montagem passo 30

31. Utilizar fios jumper para aumentar o comprimento dos cabos dos servomotores;
32. Fixar com supercola a ponta da cavilha à cavilha;
33. Inserir a cavilha nas guias destinadas na peça 4 do antebraço;
34. Cortar um segmento de elástico com aproximadamente 3 cm;
35. Inserir o elástico na guia existente na extremidade da cavilha e fixar o elástico ao braço, recorrendo à guia da cavilha, utilizando dois parafusos M2 10 mm;



Figura 141: Checkpoint de montagem passo 35

36. Colocar uma pequena quantidade de supercola no botão da cavilha, e colar na extremidade da cavilha que se encontra no exterior;



Figura 142: Checkpoint de montagem passo 36

37. Conduzir os fios jumper pela guia existente na peça 4 do antebraço;



Figura 143: Checkpoint de montagem passo 37

38. Inserir a peça 4 do antebraço nas guias presentes nas peças do antebraço 1 e 2;
39. Com algum cuidado, deslizar a peça 3 do antebraço em conjunto com a peça 4 do mesmo, para que estes se encaixem nas guias das peças 1 e 2;
40. Unir as peças 3 e 4 do antebraço, recorrendo a 6 parafusos M3 12 mm;
41. Realizar as ligações entre o circuito impresso e o Arduino;
42. Encaixar o circuito impresso no respetivo espaço destinado;

43. Instalar o Arduino no interior do braço;
44. Realizar as ligações entre a bateria e o circuito impresso;
45. Instalar a bateria no local indicado na cavidade exterior do braço;
46. Colocar a tampa da bateria para que esta não se mova.



Figura 144: Checkpoint de montagem passo 46

Anexo 3
Lista de material

Tabela 14: Lista de material

Componente	Referência	Massa	Preço	Fonte
Servomotores MG92B (6x)	1428931	13.8 g (cada)	37.33 €	https://pt.banggood.com/6PCS-MG92B-Robot-13_8g-3_5KG-Torque-Metal-Gear-Digital-Servo-For-RC-Airplane-p-1428931.html?gmcCountry=PT&currency=EUR&createTmp=1&utm_source=googleshopping&utm_medium=cpc_bgcs&utm_content=ljijing&utm_campaign=sscp-0724-usw-all&gclid=CjwKCAjwvOHZBRBoEiwA48i6ArpH2dPNaB1Nl3Wrl07WgpljP23lgGh3W8XzW17oVjiCKos-4BhlhoCJRIQAvD_BwE&cur_wa_rehouse=CN
Arduíno Mega 2560	A0002OK	37 g	29.90€	https://www.electrofun.pt/arduino/arduino-mega
Bateria Lipo	PTR006619	80 g	23.31 €	https://www.ptrobotics.com/baterias-lipo/6619-polymer-lithium-ion-battery-37v-400mah.html
Conversor DC-DC Boost	PTR002656	13 g	6.52 €	https://www.ptrobotics.com/alimentacao/2656-dc-dc-boost-converter-step-up-power-module-output-5v-35v.html
IMAX B6AC	1497293	-	40.13 €	https://pt.banggood.com/IMAX-B6AC-80W-6A-Updated-Balance-Charger-Discharge-for-LipoLi-ionLiFeNiMh-Battery-p-1497293.html?gmcCountry=PT&currency=EUR&createTmp=1&utm_source=googleshopping&utm_medium=cpc_bgcs&utm_content=ljijing&utm_campaign=sscp-0822-re0324&gclid=CjoKCCQjw4droBR CxARIsAKUNjWRY6rqepJICatTY2nVGI_5WSsCVtHWXFIQA4GzjI6WChAmrqsQTBsaAhtoEALw_wcB&ID=47757&cur_warehouse=CN
Circuito Impresso	-	-	-	-
Supercola	4009335	-	2.94 €	https://www.continente.pt/produto/super-cola-3-original-3g-loctite-5830576.html?lgw_code=15883-5830576&gclid=CjoKCCQjw4droBR CxARIsAINMioJTJUmvNlsYukrmdVRxZpWnH-bhb9Z8LJYLfv9M186CN7ZeLW GxFUaArv4EALw_wcB
Fios Jumper (Macho) (40x)	PTR006482	-	3.08 €	https://www.ptrobotics.com/jumper-wires/6482-premium-male-jumper-wires-100mm-pack-of-40.html
Fios Jumper (Fêmea) (40x)	PTR006483	-	3.08 €	https://www.ptrobotics.com/jumper-wires/6483-premium-female-jumper-wires-100mm-pack-of-40.html
Fio de Pesca	8211792	-	8 €	https://www.decathlon.pt/p/fio-de-pesca-100-fluorocarbono-100-m/_/R-p-149433?mc=8353446
Kit de Parafusos e Porcas M3	C0598OK	-	19.50 €	https://www.electrofun.pt/parafusos-e-mecanica/kit-340-pecas-m3-parafusos-e-porc
Kit de Parafusos e	E0229CE	-	7.7 €	https://www.electrofun.pt/ferramentas/kit-parafusos-m2-m3-m4-anilhas-330-pecas-velleman

porcas M2, M3 e M4 (x2)				
Silicone transparente	TECNOSIL-TU-TR	-	2.35 €	https://www.kuantokusta.pt/bri-colagem-construcao/Construcao/Colas-Silicones-e-Fitas-Adesivas/Qs-Adhesivos-Silicone-Acetico-Sanitario-Transparente-50ml-Qs-Tecnosil-tu-tr-p-18-107269?gclid=CjoKCQjwkIGKBhCxARIsAINMiojXlWdYT8Fro3CJQ9tNkkRjxiPECUKB9lxVhjEuWUKUj7X5bzmiF78aAhLuEALw_weB
Elástico (6 mm)	54587438-110782938	-	13.95 €	https://www.fruugo.pt/cordao-elastico-de-6mm-de-largura/p-54587438-110782938?language=pt&ac=croud&gclid=CjoKCQjwkIGKBhCxARIsAINMioISEkVJSjy_01601SFHSB640gXH18kbE_tchdh-vEsvyoXD36GrkYaAszOEALw_w_eB
Antebraço – 1º Peça	-	71 g	1.26 €	-
Antebraço – 2º Peça	-	100 g	2.58 €	-
Antebraço – 3º Peça	-	110 g	2.28 €	-
Antebraço – 4º Peça	-	98 g	1.82 €	-
Dedo Mindinho	-	10 g	0.24 €	-
Dedo Anelar	-	16 g	0.38 €	-
Dedo Médio	-	21 g	0.47 €	-
Dedo Indicador	-	16 g	0.38 €	-
Polegar	-	28 g	0.61 €	-
Apoio do Motor	-	1 g	0.01 €	-
Batentes dos Dedos	-	1 g	0.03 €	-
Aumentos de atrito (dedos)	-	4 g	0.09 €	-
Mecanismo de Rotação	-	2 g	0.04 €	-
Topo da Mão	-	49 g	0.82 €	-
Peça Intermédia Mão	-	62 g	1.43 €	-
Palma da Mão	-	53 g	0.86 €	-
Polias de Flexão Dedos	-	6 g	0.11 €	-
Pulso	-	11 g	0.21 €	-
Roldana Diferencial	-	1 g	0.01 €	-
Tampa	-	3 g	0.07 €	-

Diferencial				
Tampa da Bateria	-	9 g	0.44 €	-
Total	-	857.2 g	211.96 €	-

Após a realização da lista de material necessário, existem algumas observações a fazer. Relativamente às peças destinadas à impressão 3D, a estas não foram associadas referências nem a fonte/ empresa a que estas foram solicitadas. O preço destes componentes corresponde ao preço do material utilizado (PLA) para o processo de impressão, não incluindo o preço de outros fatores nomeadamente da eletricidade nem da mão de obra.

Quanto aos parafusos, estes foram encomendados em excesso pois para salvar tempo de espera na entrega dos mesmos. A encomenda foi realizada enquanto a prótese estava a ser dimensionada, sem que o autor tivesse a certeza da quantidade de parafusos que iria utilizar, sendo que se poderia poupar algum dinheiro se o número de parafusos encomendados fosse o exato.

No final, a massa total da prótese foi de 857.2 gramas. No entanto, existem componentes com dimensões tão reduzidas que o autor não teve como saber o seu contributo para a massa total do conjunto, nomeadamente os parafusos utilizados, fios, elásticos, supercola e o silicone, daí a necessidade de à massa total, acrescentar 100 gramas para compensar estes componentes, resultando numa massa final de conjunto de aproximadamente 957 gramas.

Relativamente à lista de material acima descrita, nos valores das peças não está incluído o preço do transporte das mesmas nem o preço do circuito impresso, pois este é um componente personalizado onde o autor não conseguiu obter o preço exato, logo o preço final da prótese desta segunda iteração, foi de 211.96 €.

Anexo 4
Esquema elétrico

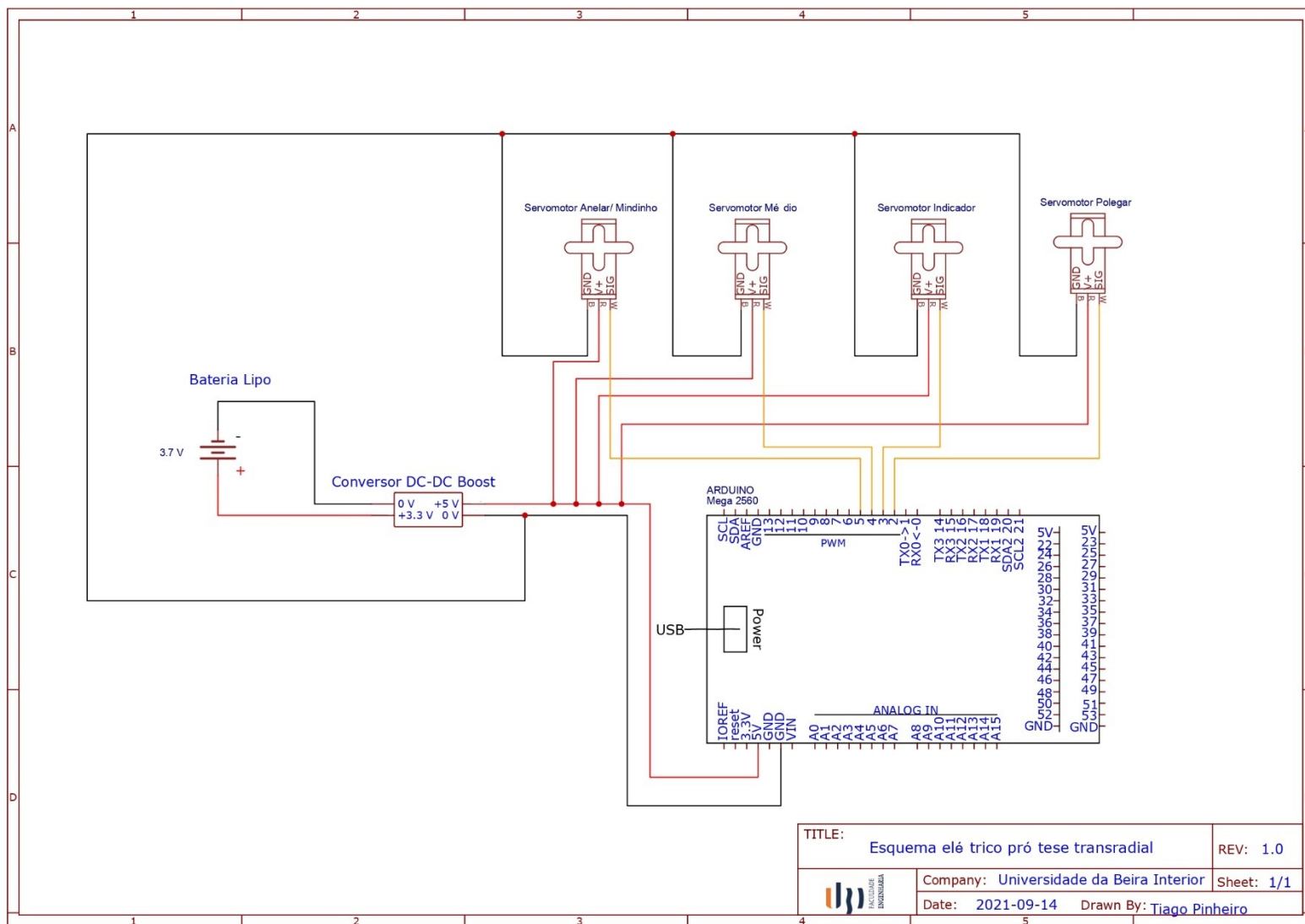


Figura 145: Esquema elétrico

Anexo 5
Circuito impresso

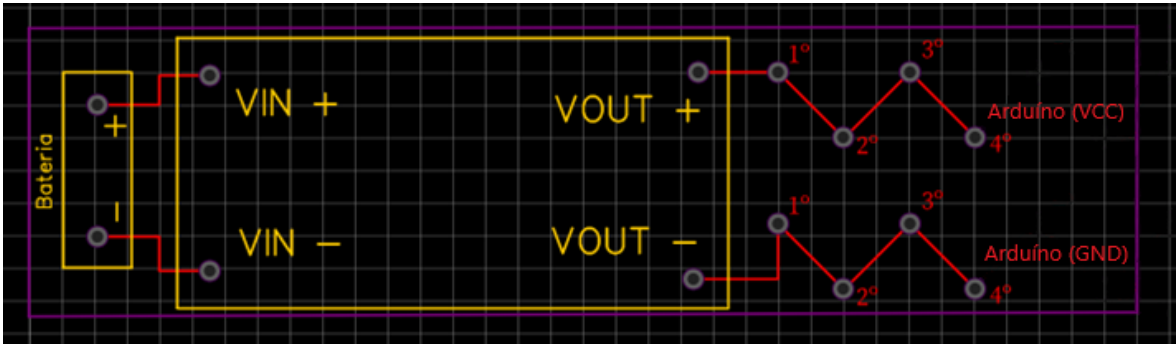


Figura 146: Circuito impresso

Anexo 6
Desenhos de execução

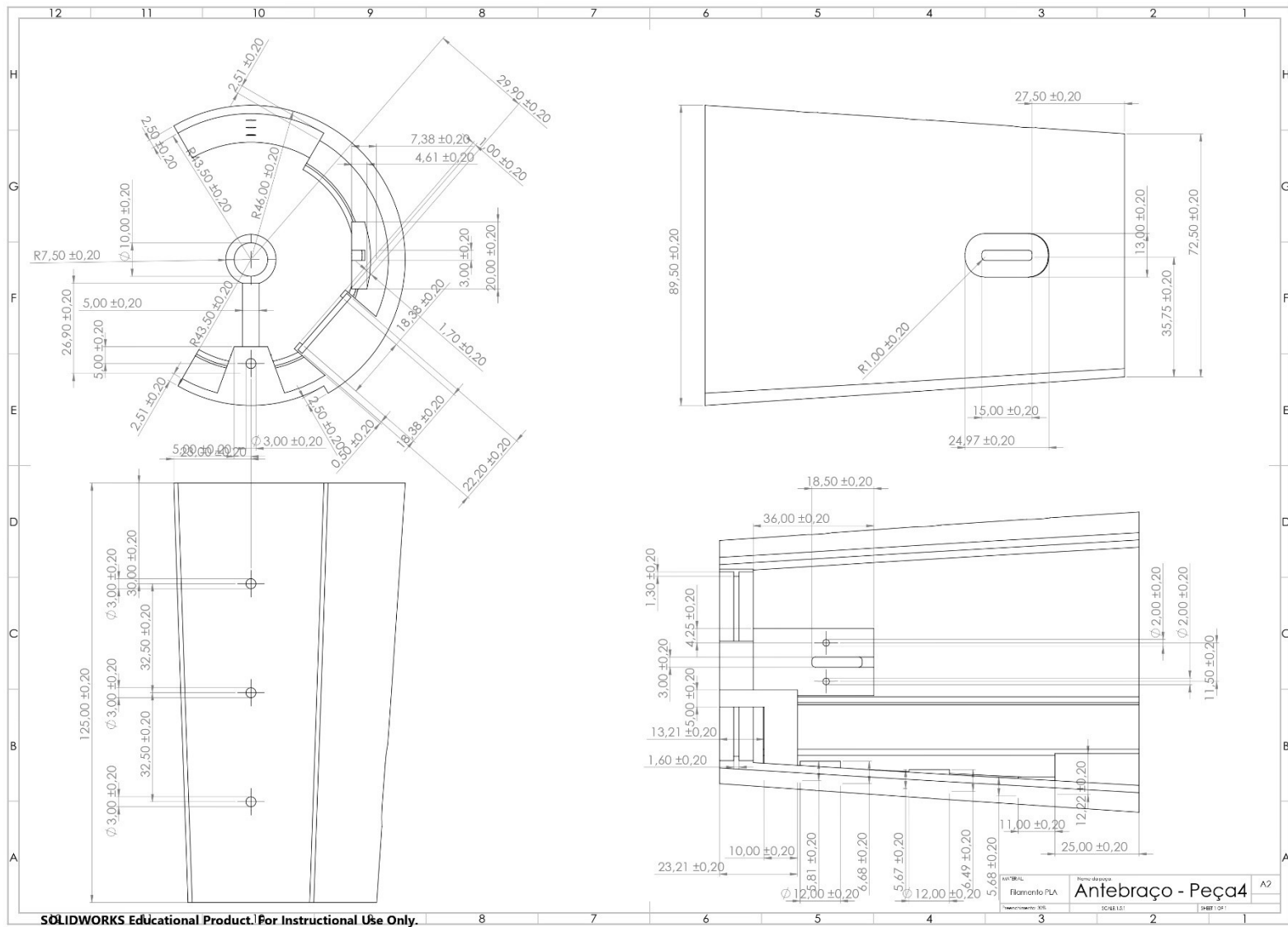


Figura 150: Desenho de execução – Antebraço peça 4

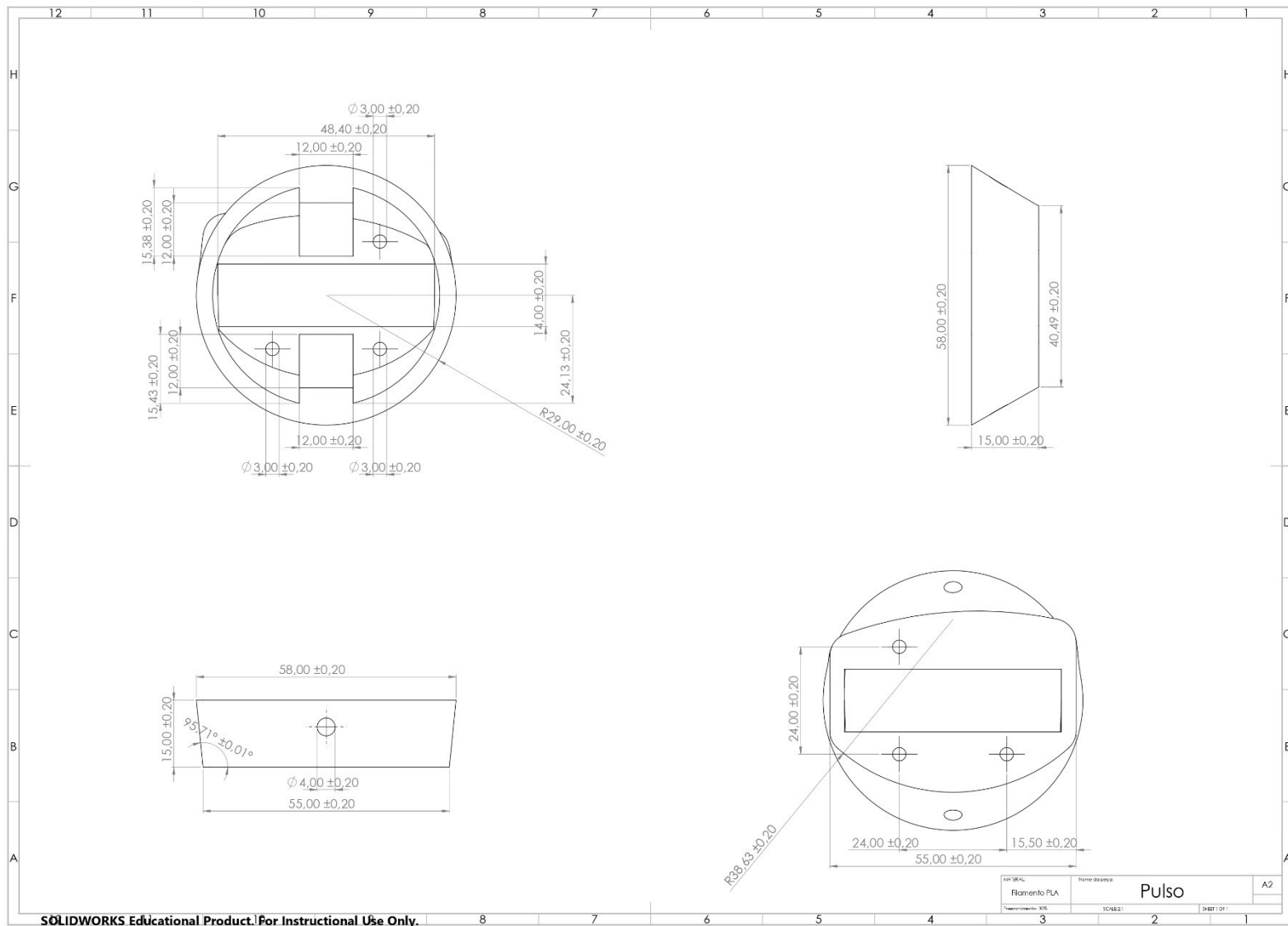


Figura 151: Desenho de execução – Pulso

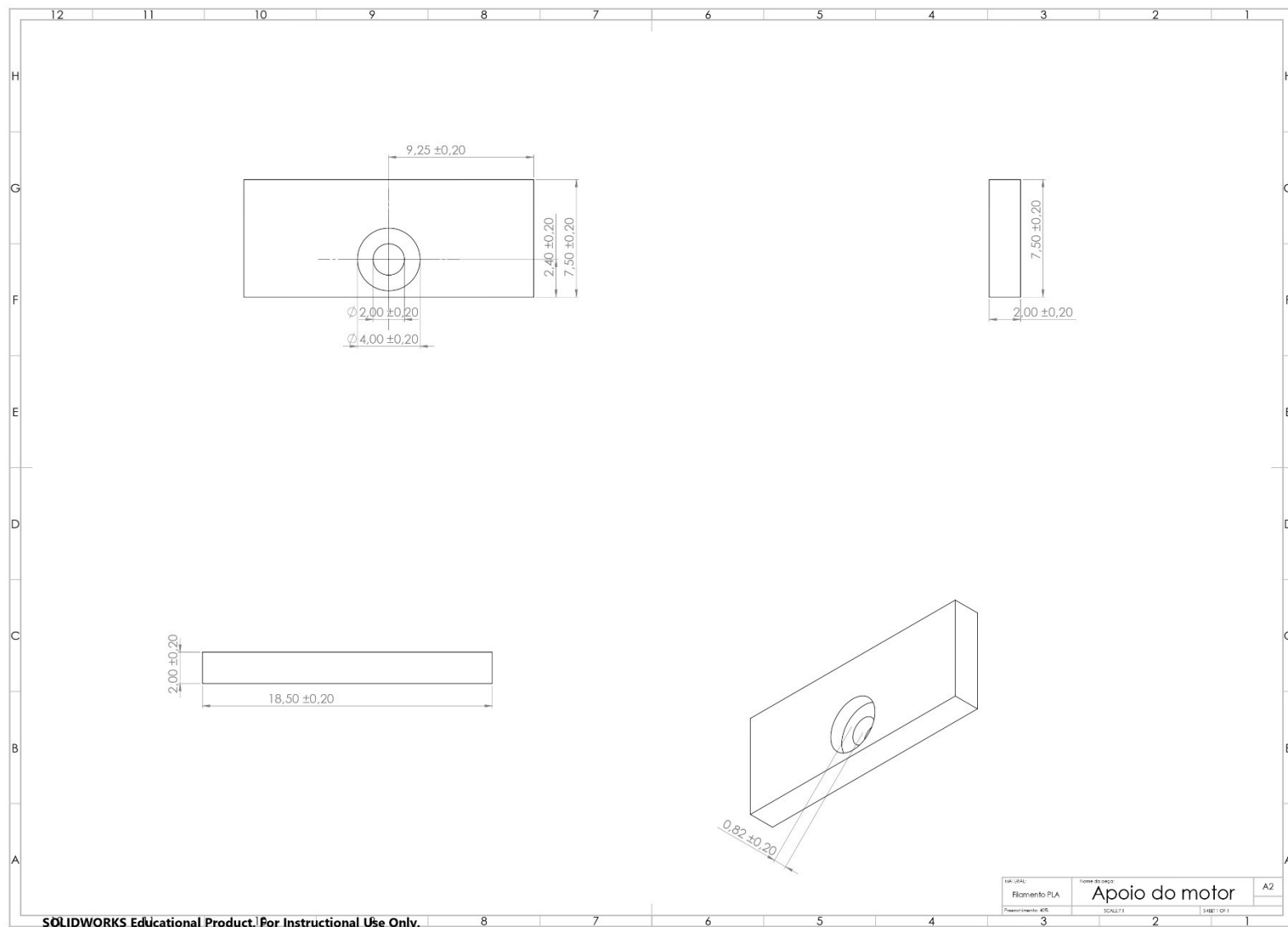


Figura 152: Desenho de execução - Apoio do motor

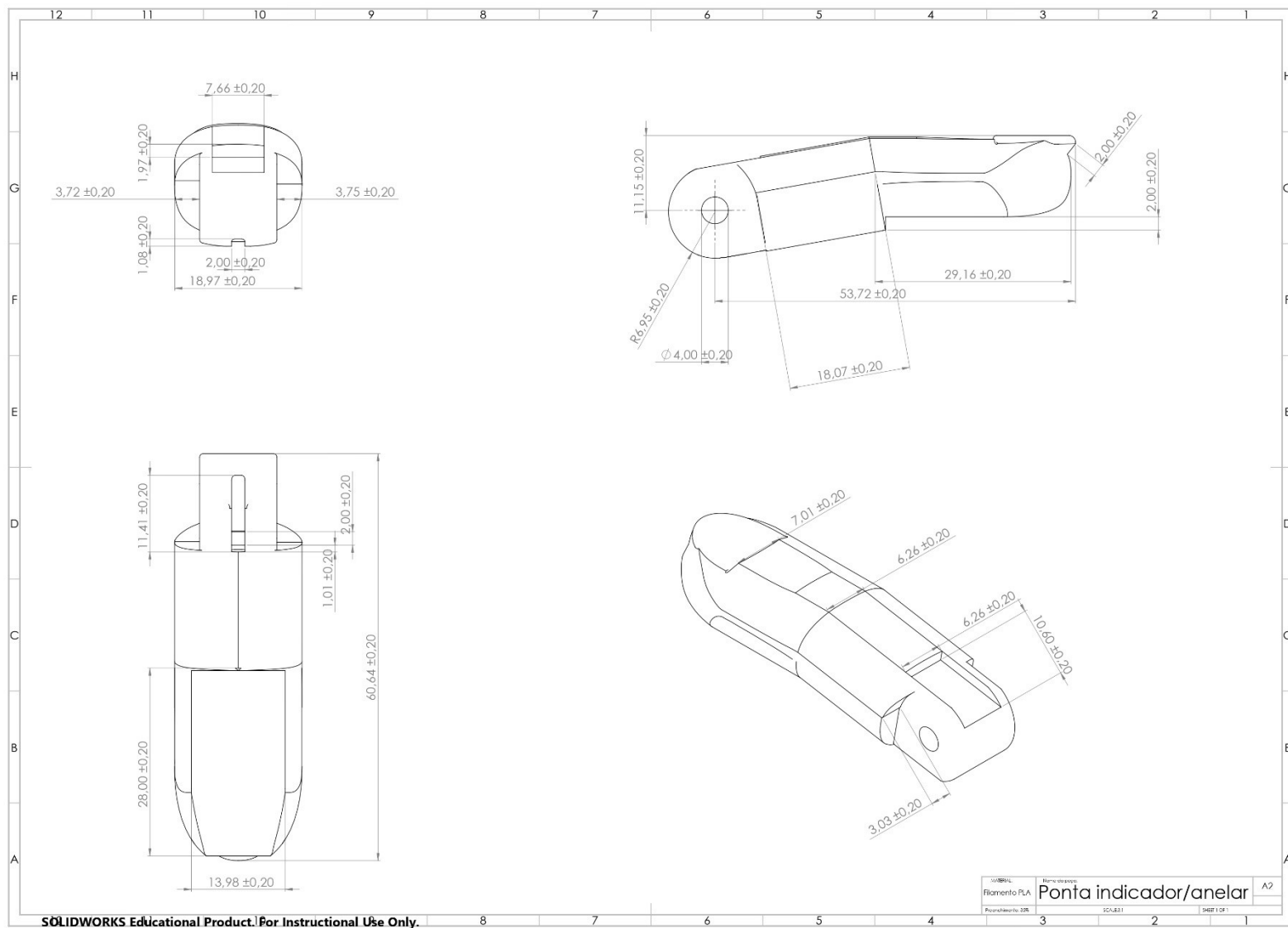


Figura 153: Desenho de execução - Ponta indicador/anelar

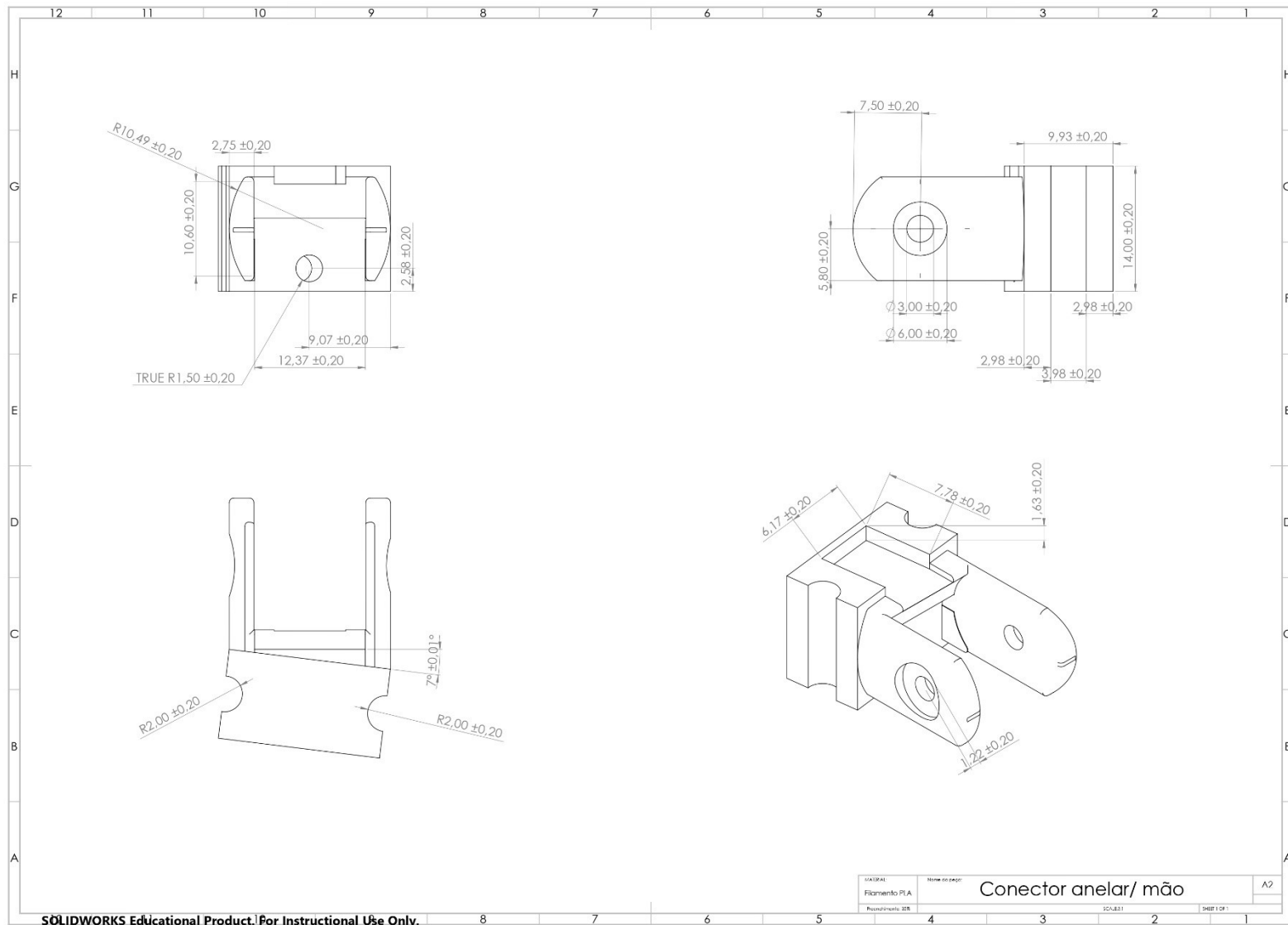


Figura 155: Desenho de execução - peça ligação anelar - mão

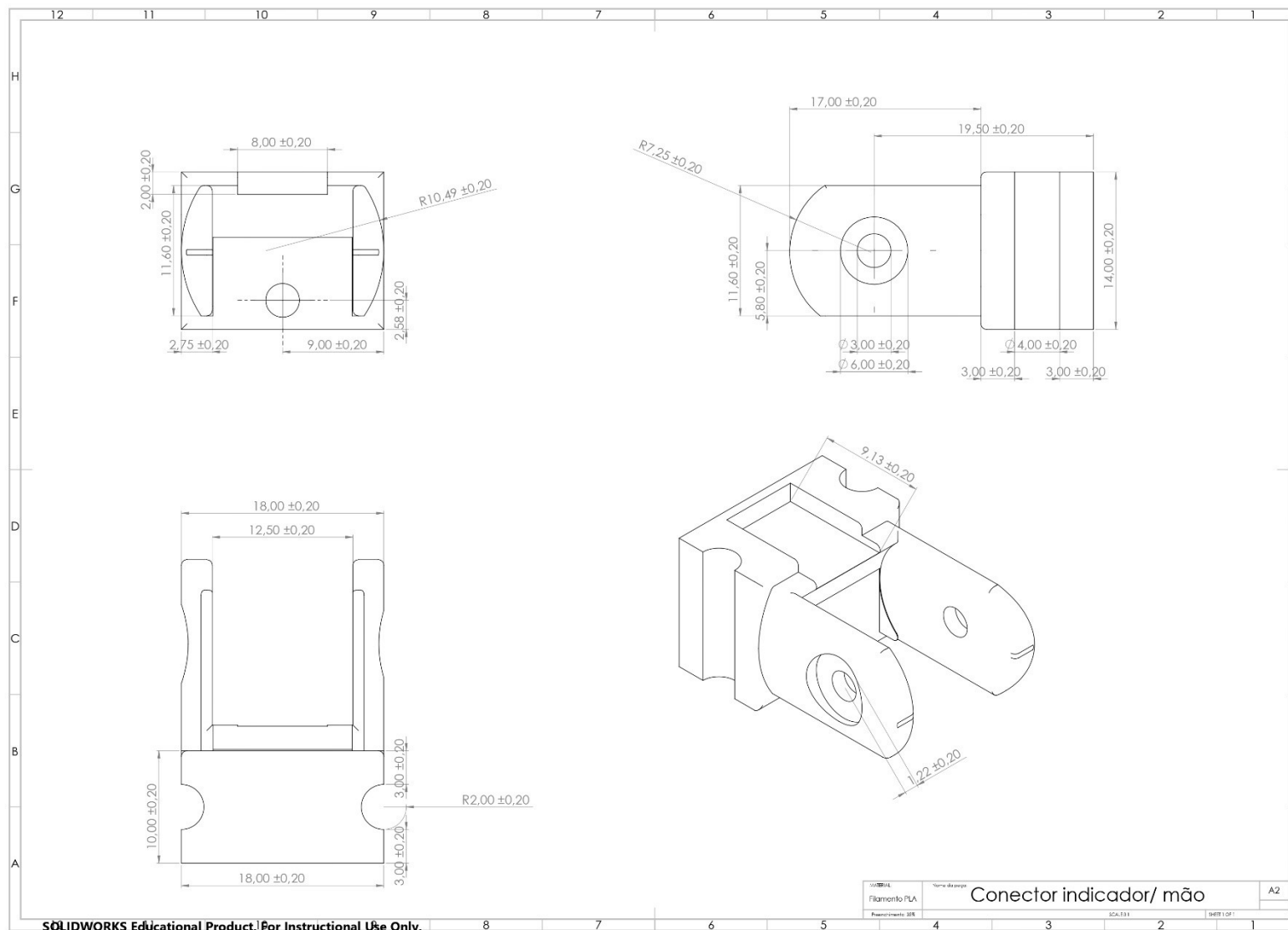


Figura 156: Desenho de execução - Peça ligação indicador - mão

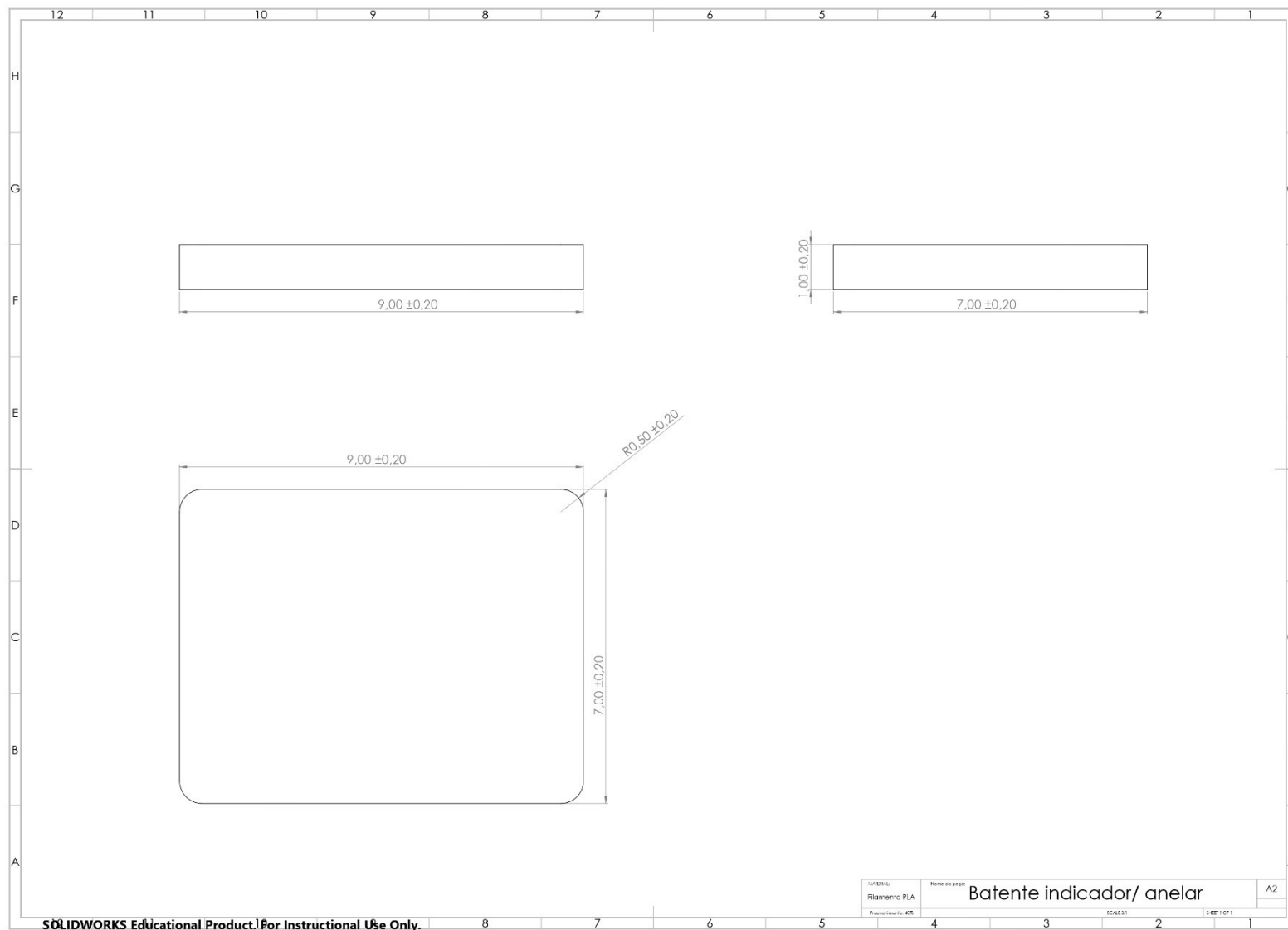


Figura 157: Desenho de execução - Batentes indicador/anelar

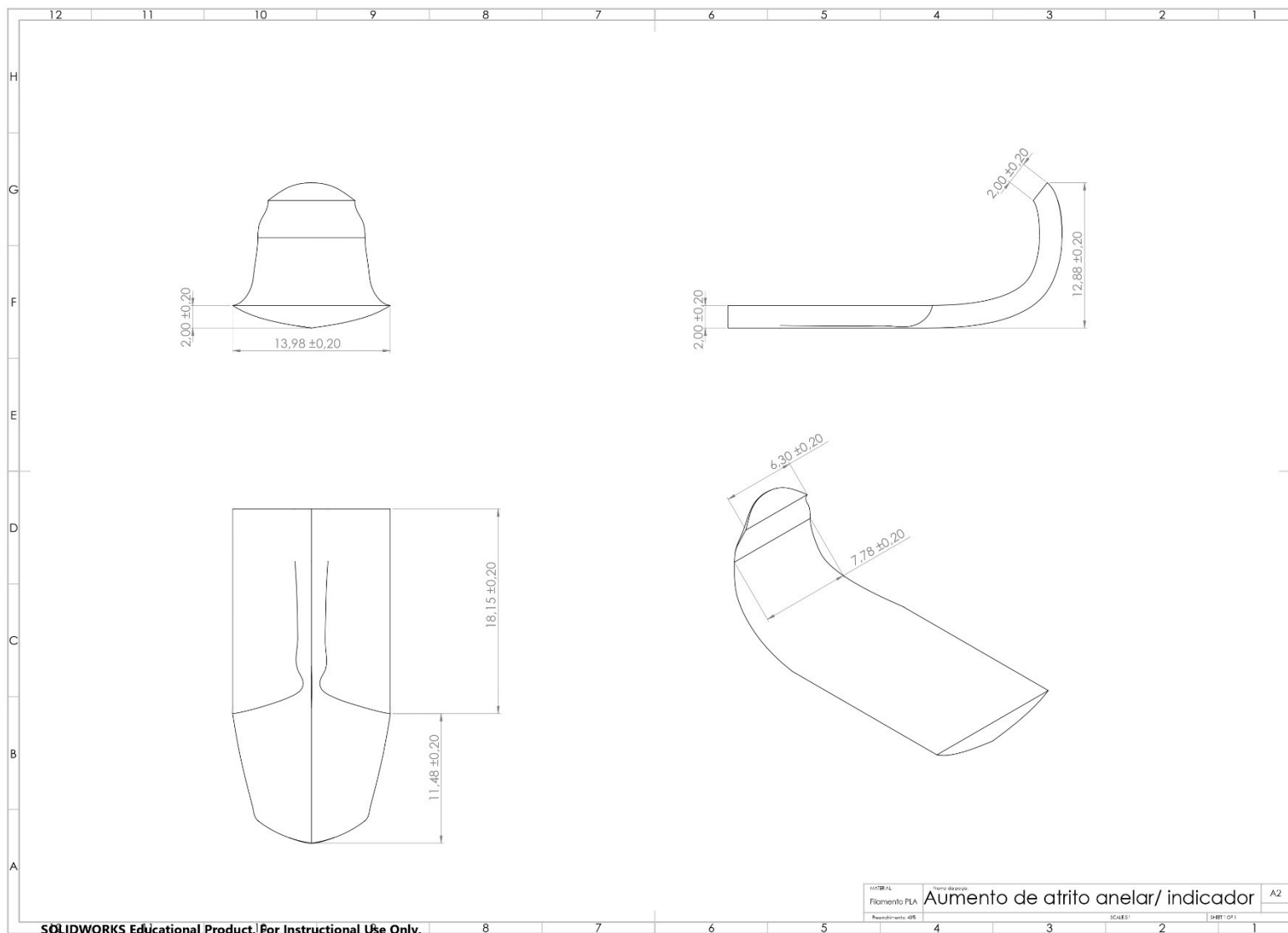


Figura 158: Desenho de execução - Aumento de atrito indicador/anelar

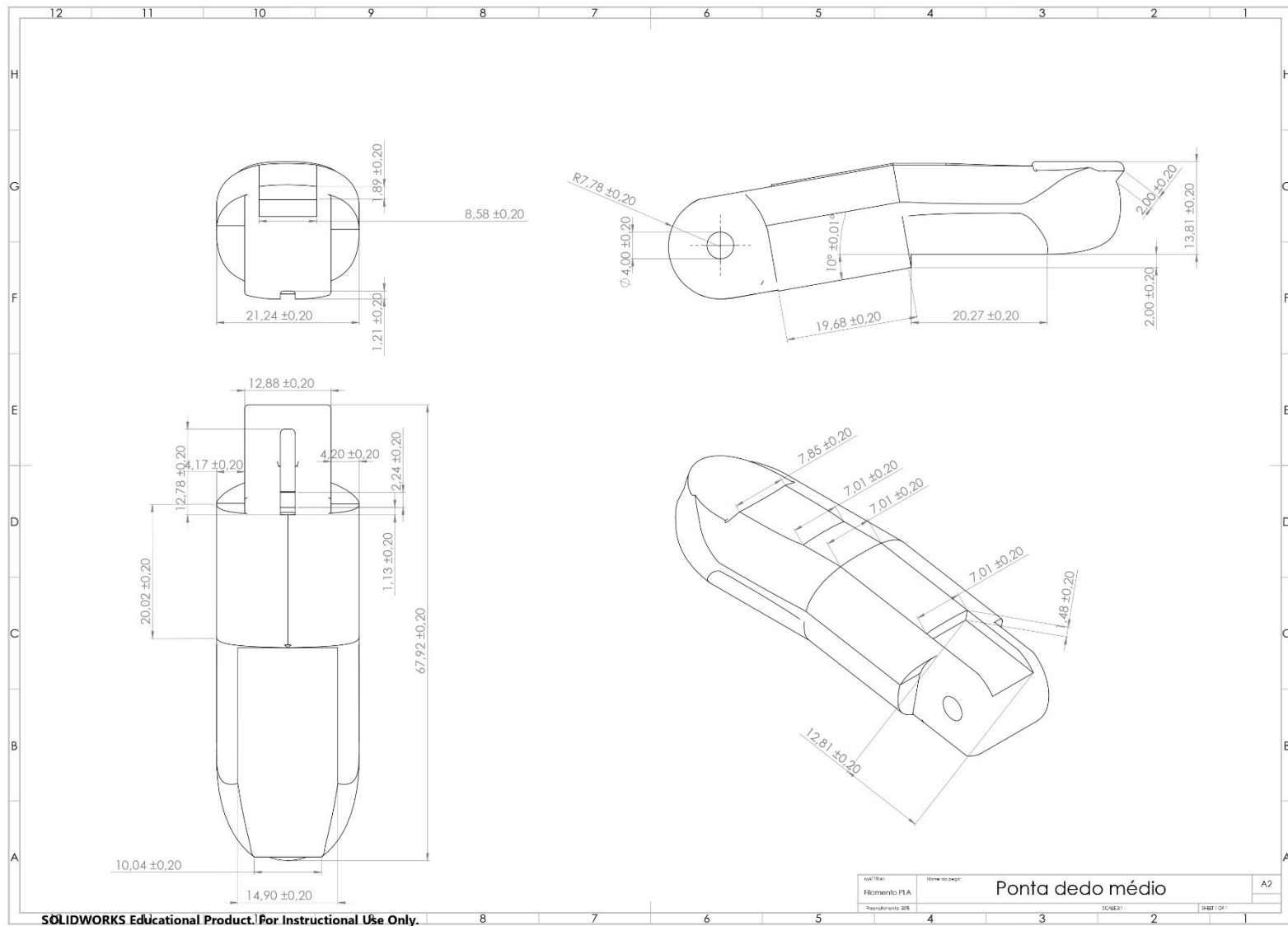


Figura 159: Desenho de execução - Ponta dedo médio

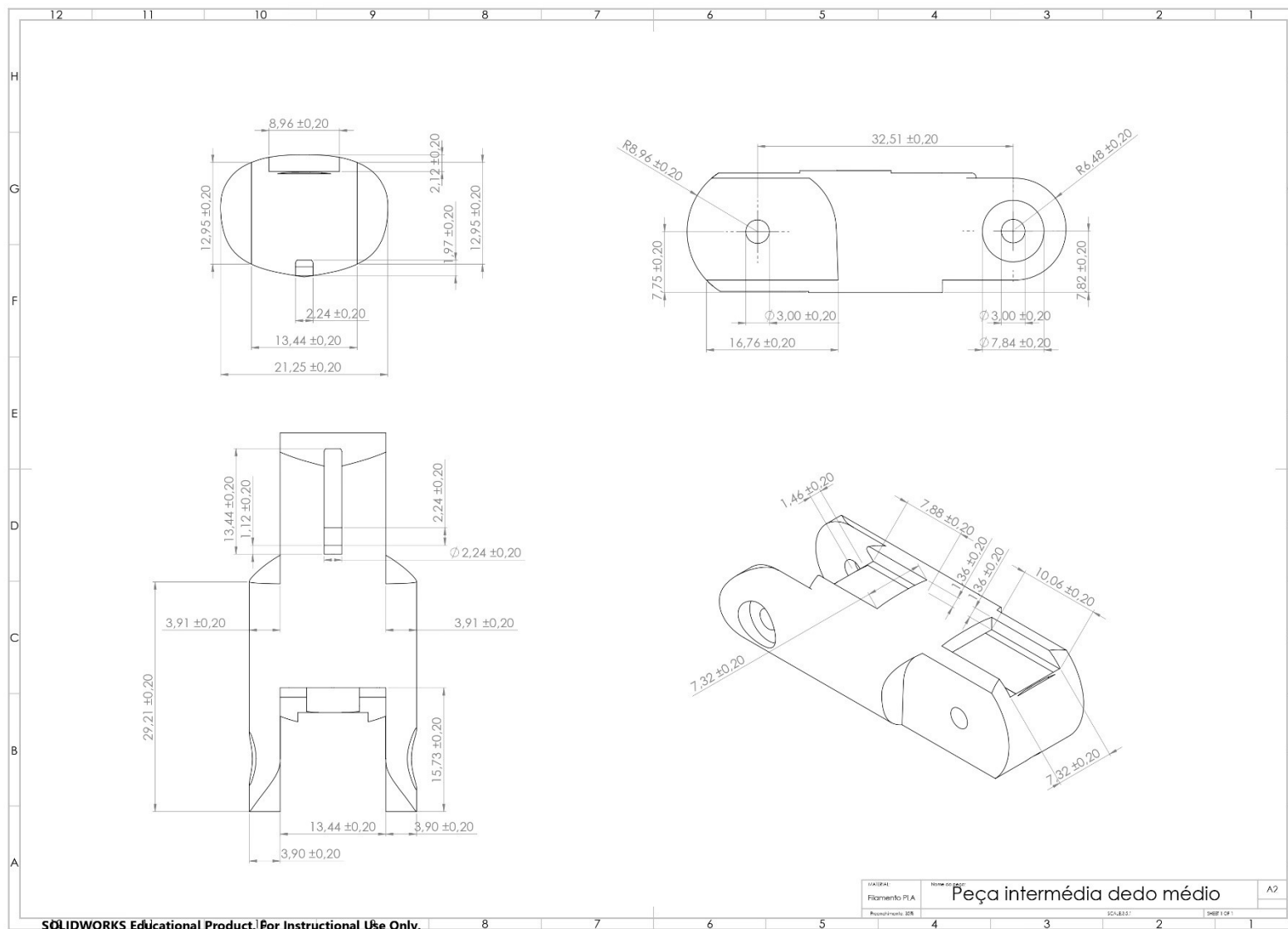


Figura 160: Desenho de execução - Peça intermédia dedo médio

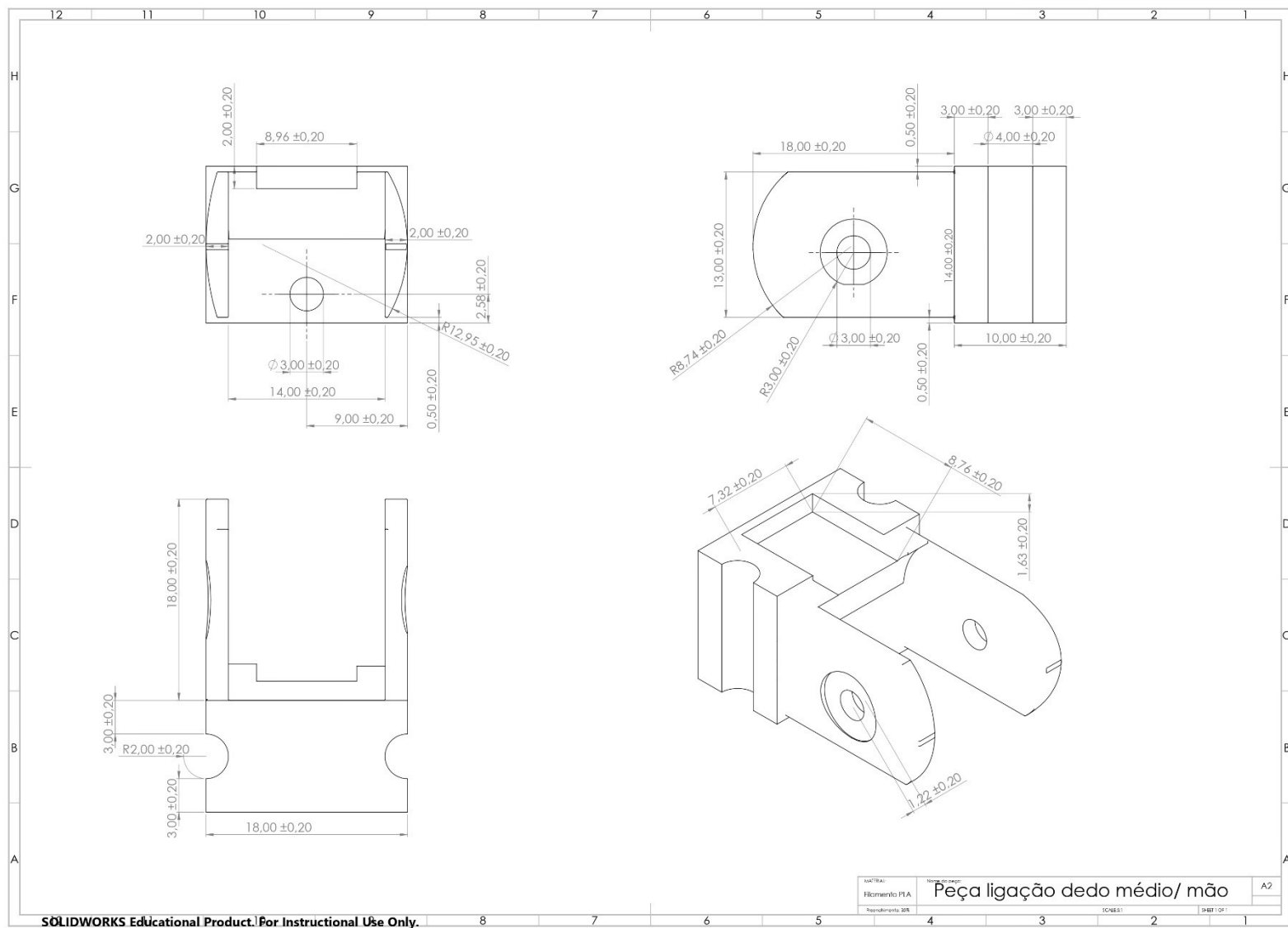


Figura 161. Desenho de execução - Peça de ligação dedo médio/mão

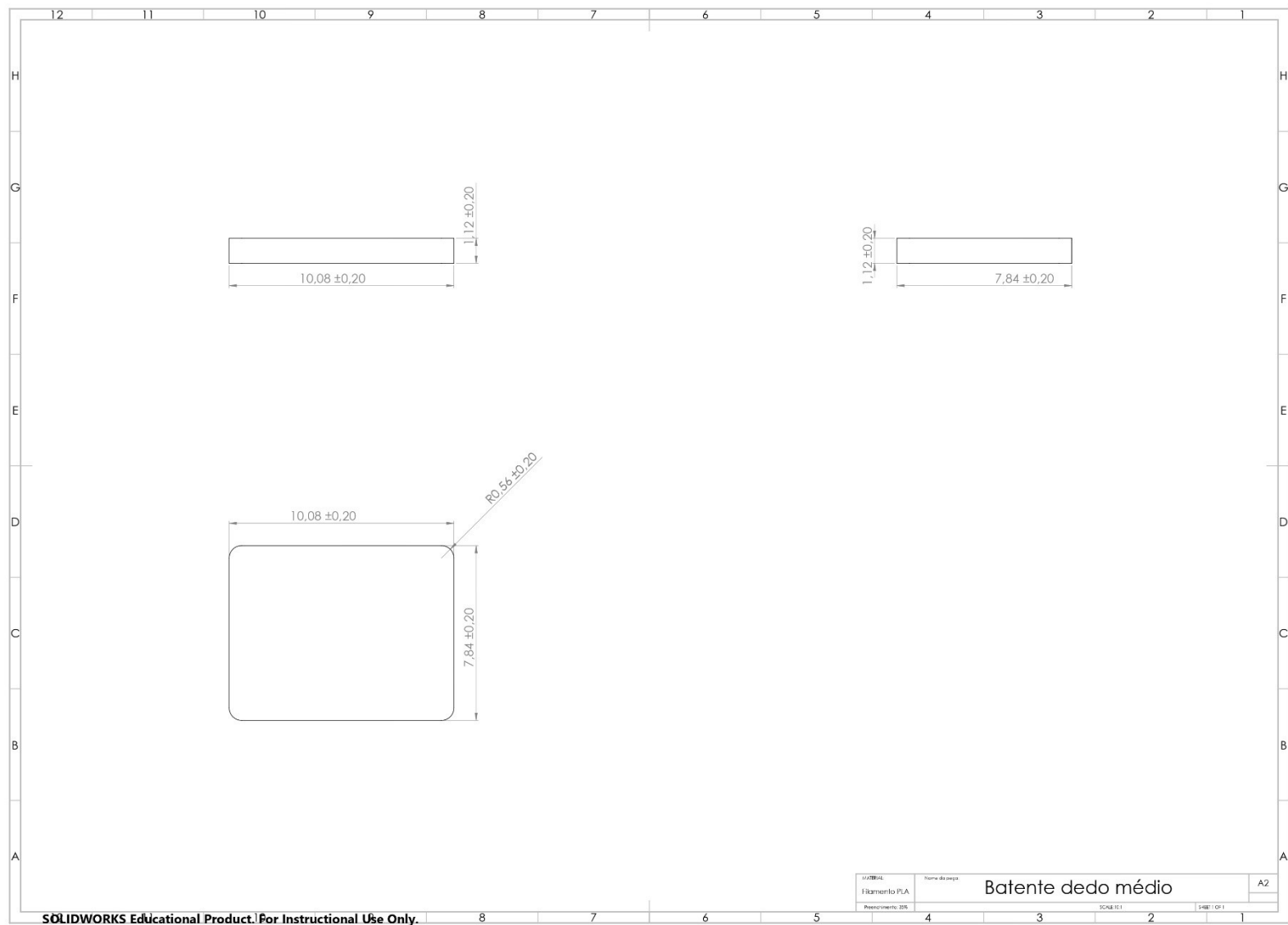


Figura 162: Desenho de execução - Batente dedo médio

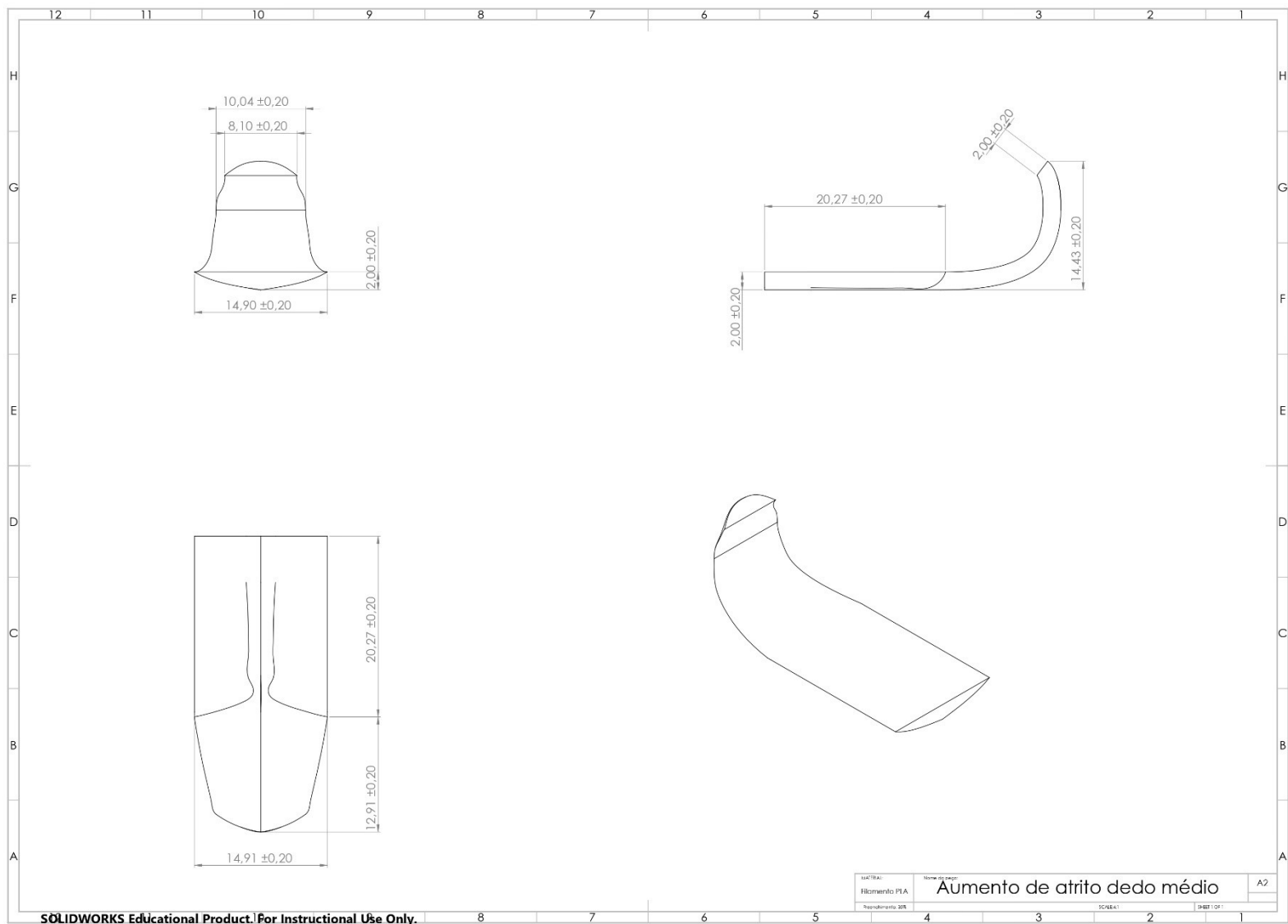


Figura 163: Desenho de execução - Aumento de atrito dedo médio

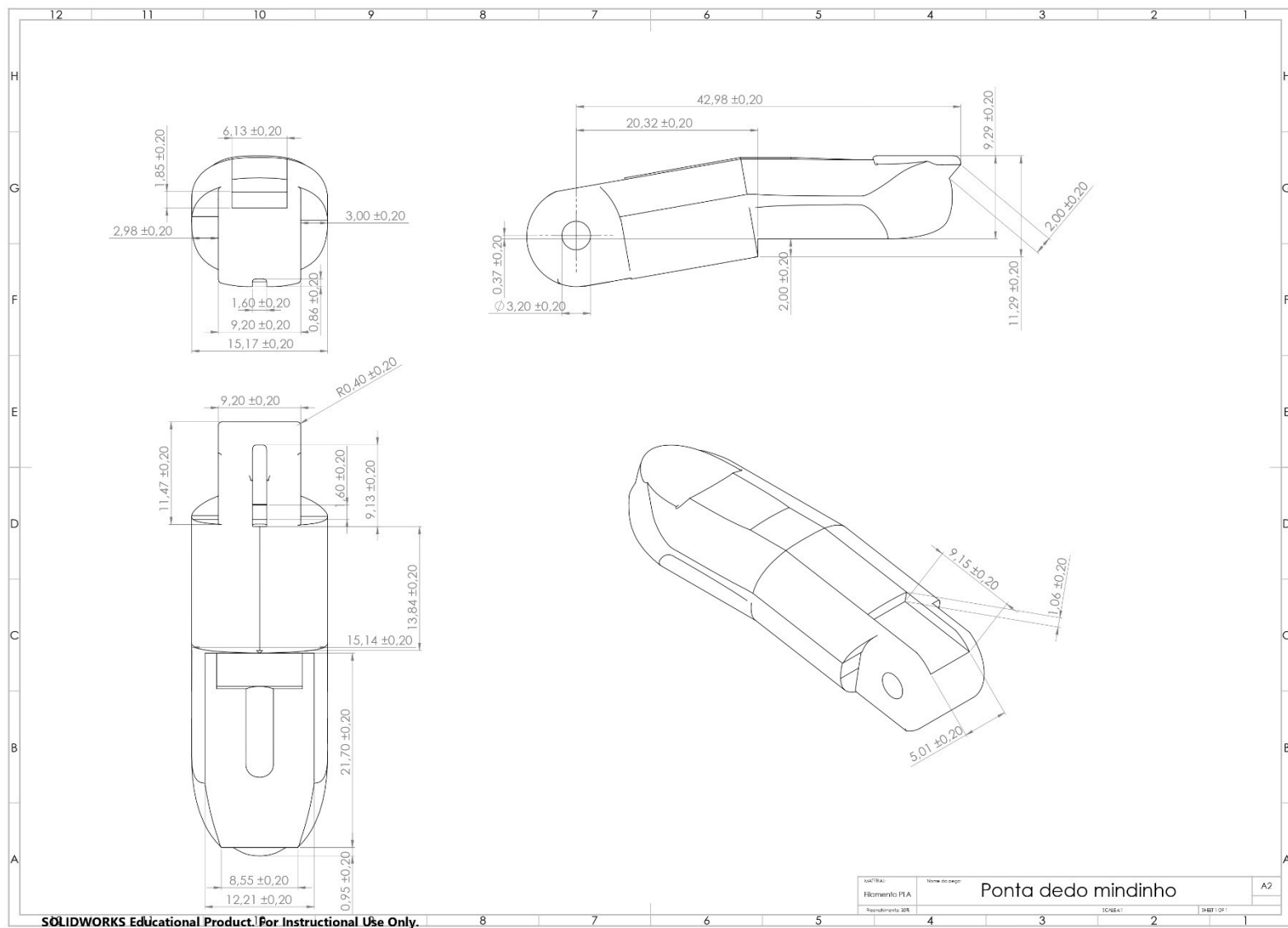


Figura 164: Desenho de execução - Ponta dedo mindinho

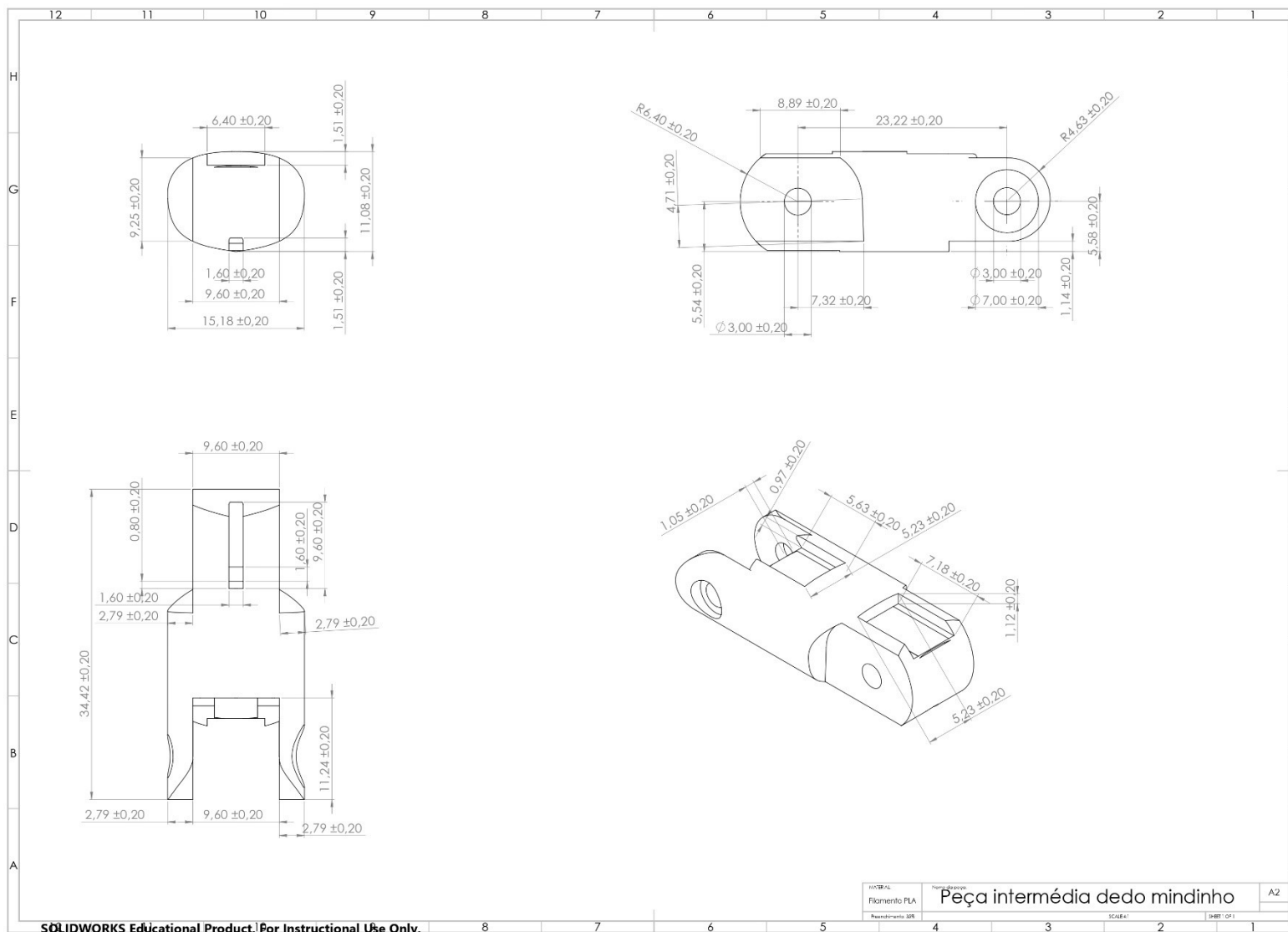


Figura 165: Desenho de execução - Peça intermédia dedo mindinho

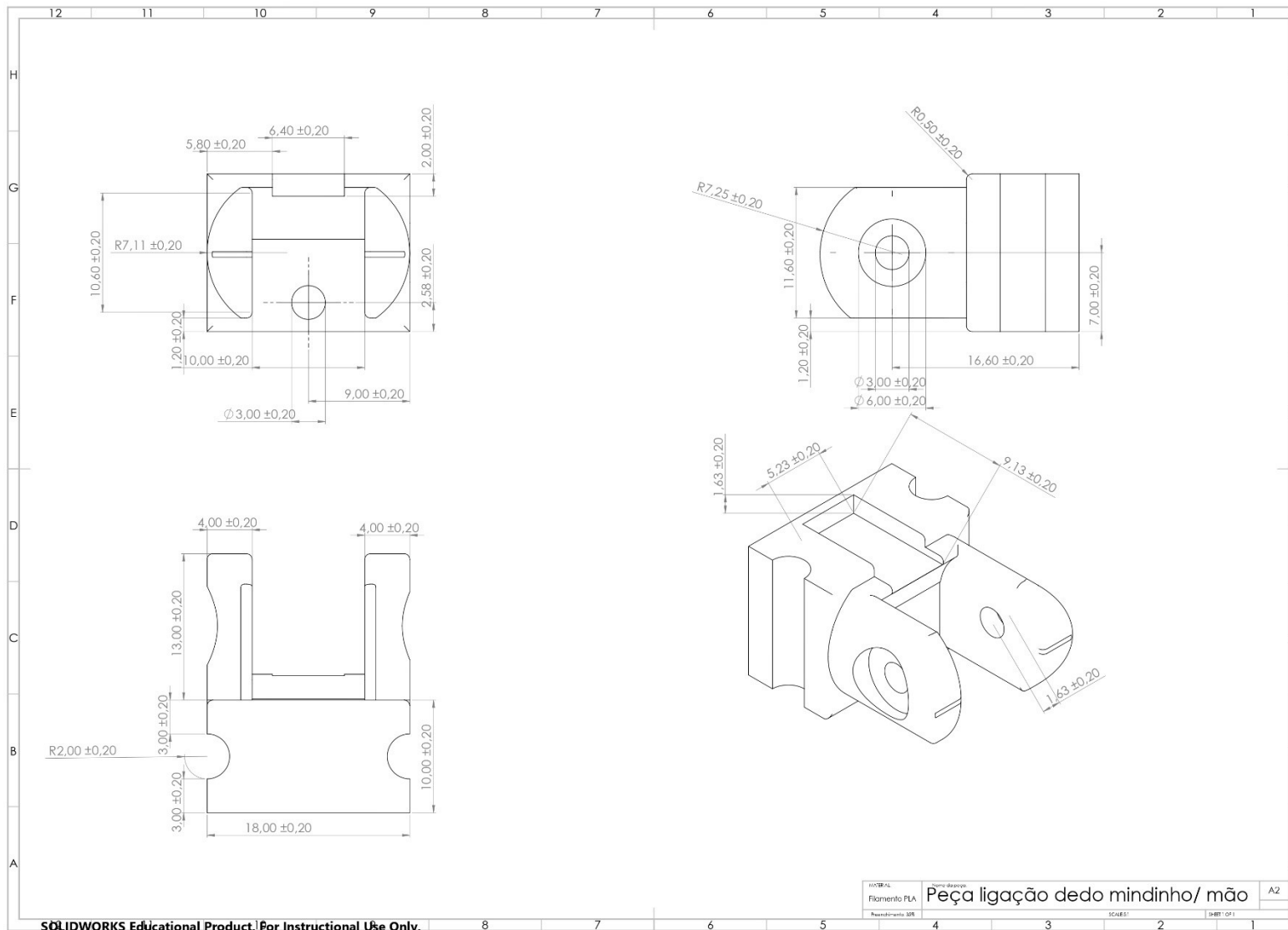


Figura 166: Desenho de execução - Peça de ligação dedo mindinho - mão

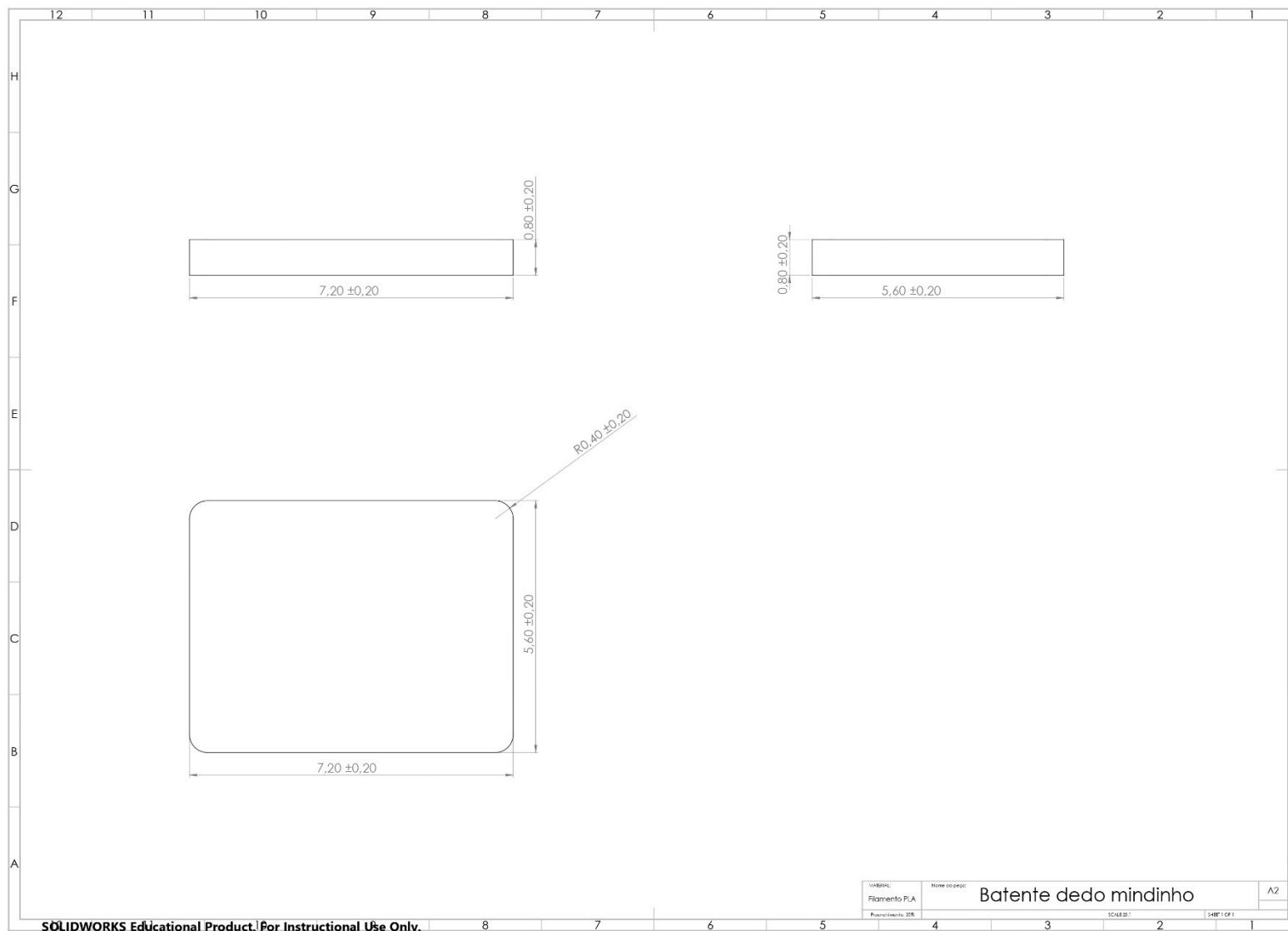


Figura 167: Desenho de execução - Batente dedo mindinho

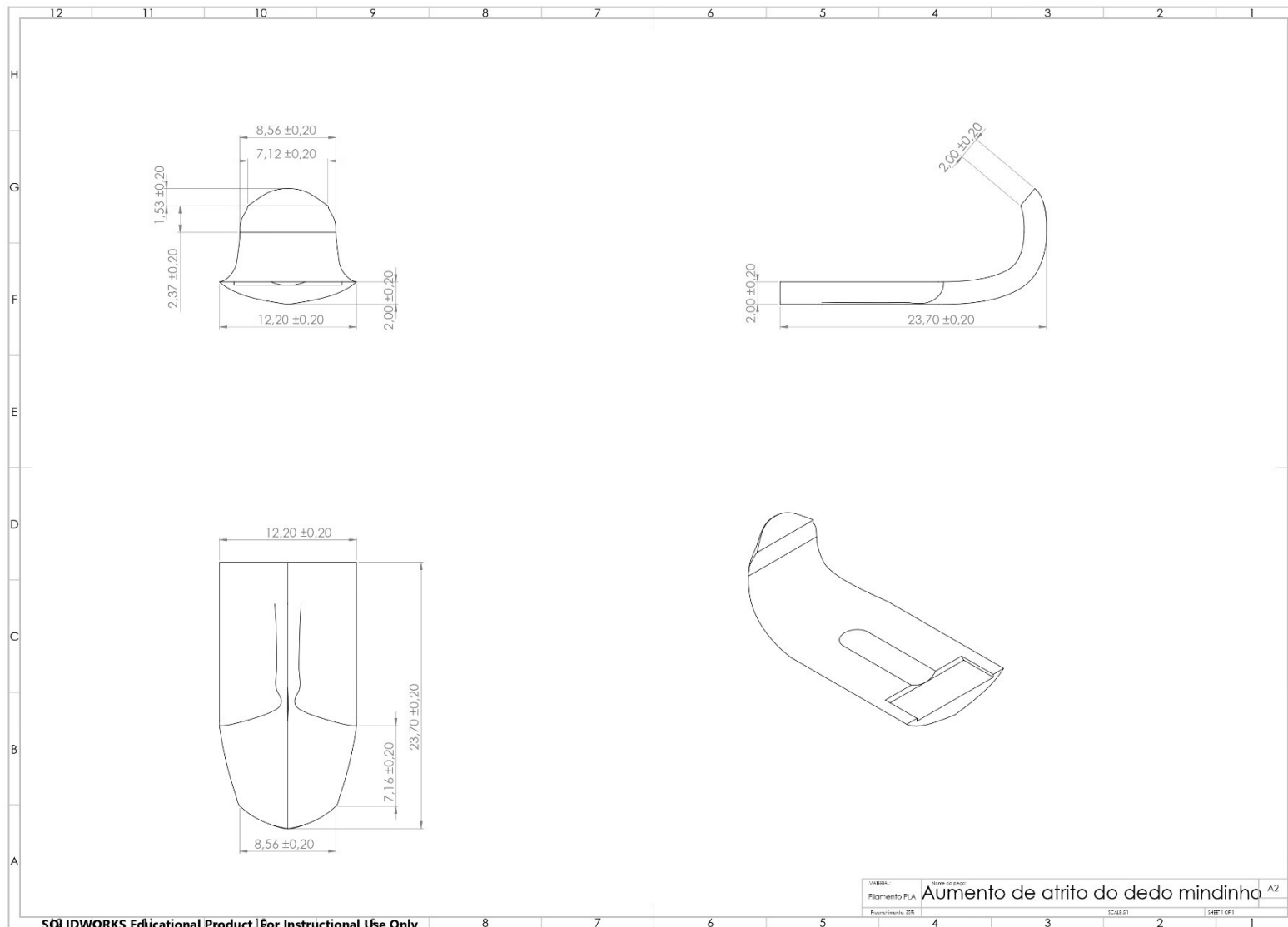


Figura 168: Desenho de execução - Aumento de atrito do dedo mindinho

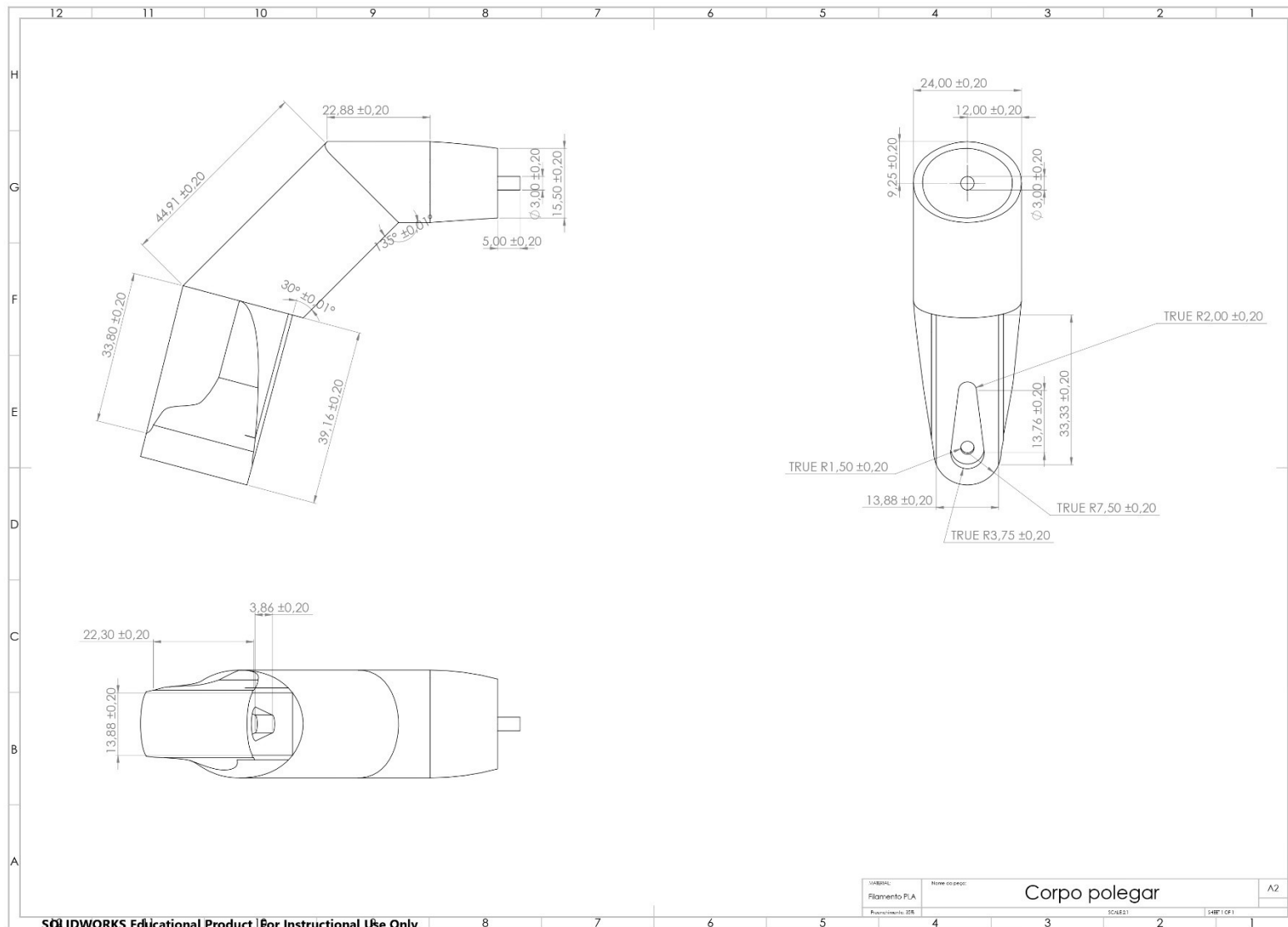


Figura 169: Desenho de execução - Corpo do polegar

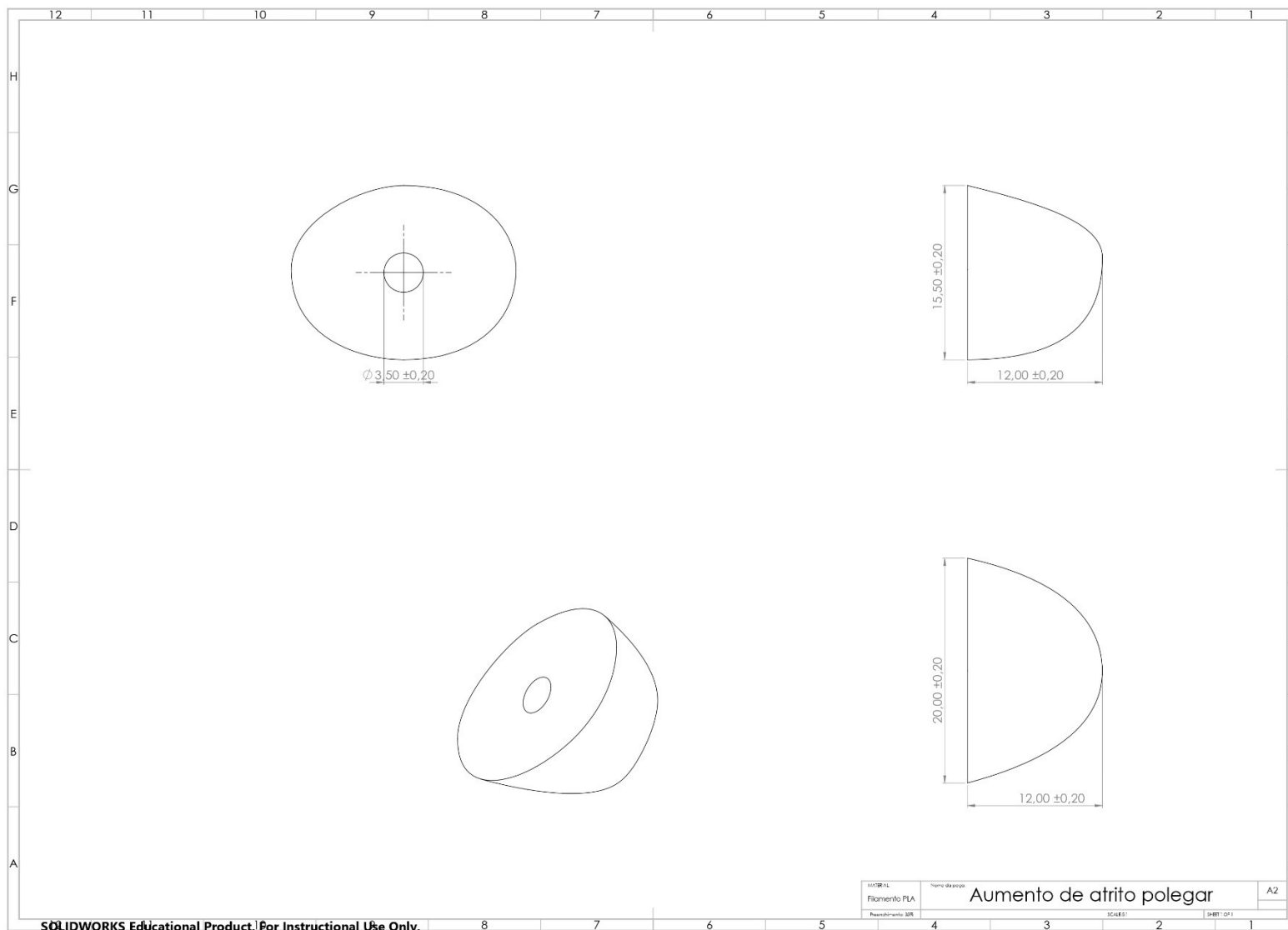


Figura 170: Desenho de execução - Aumento de atrito polegar

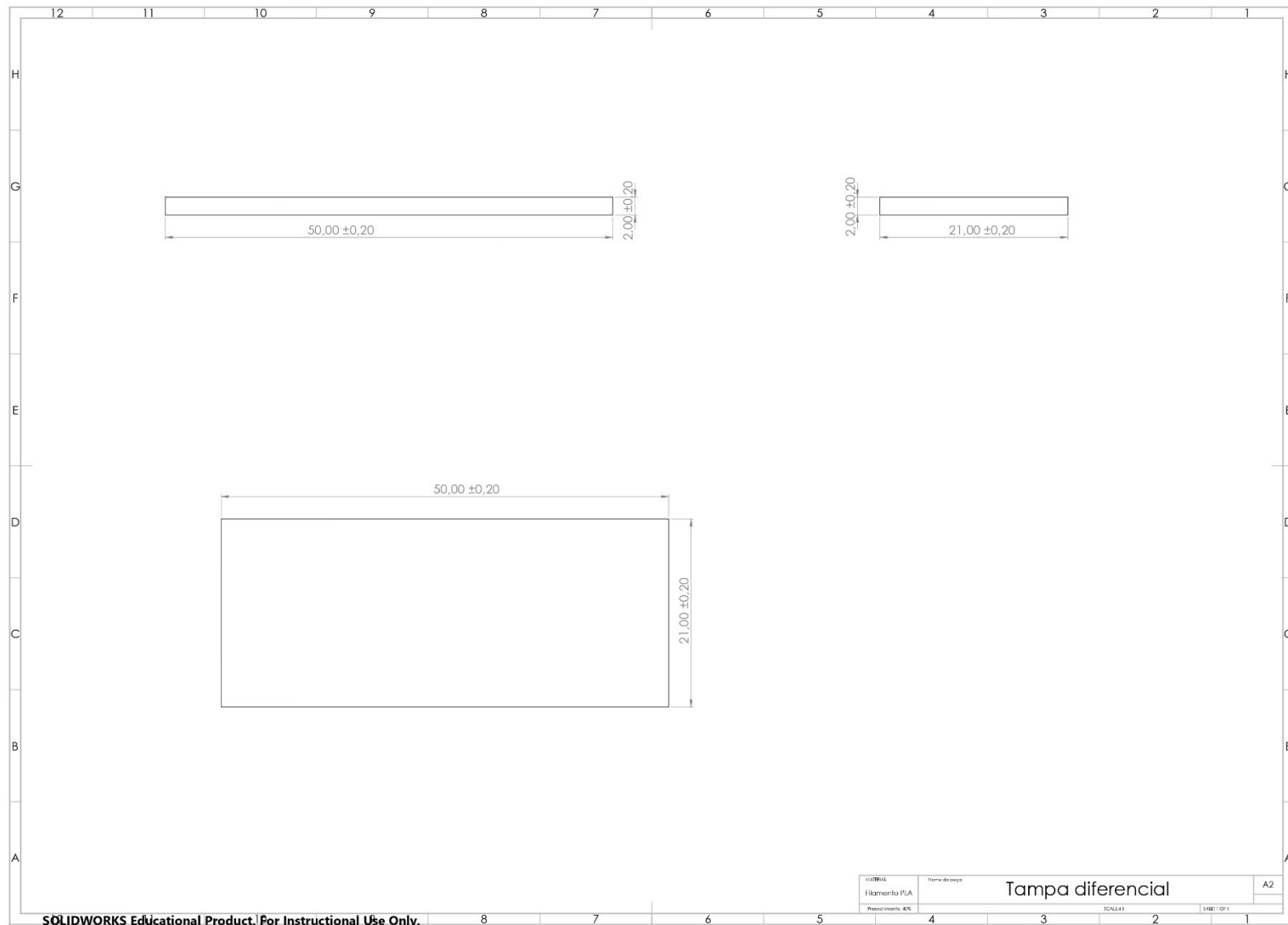


Figura 171: Desenho de execução - Tampa diferencial

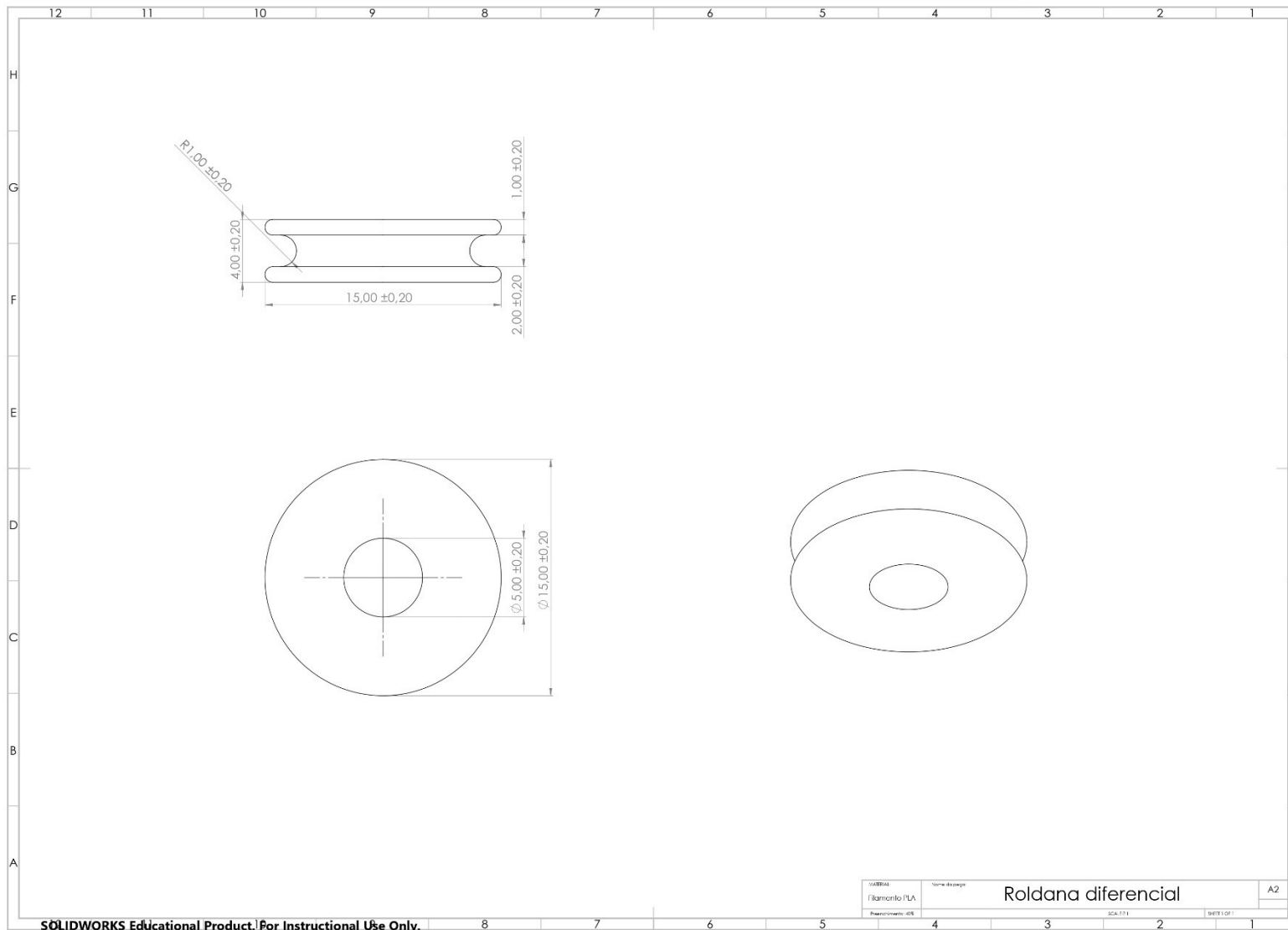


Figura 172: Desenho de execução - Roldana diferencial

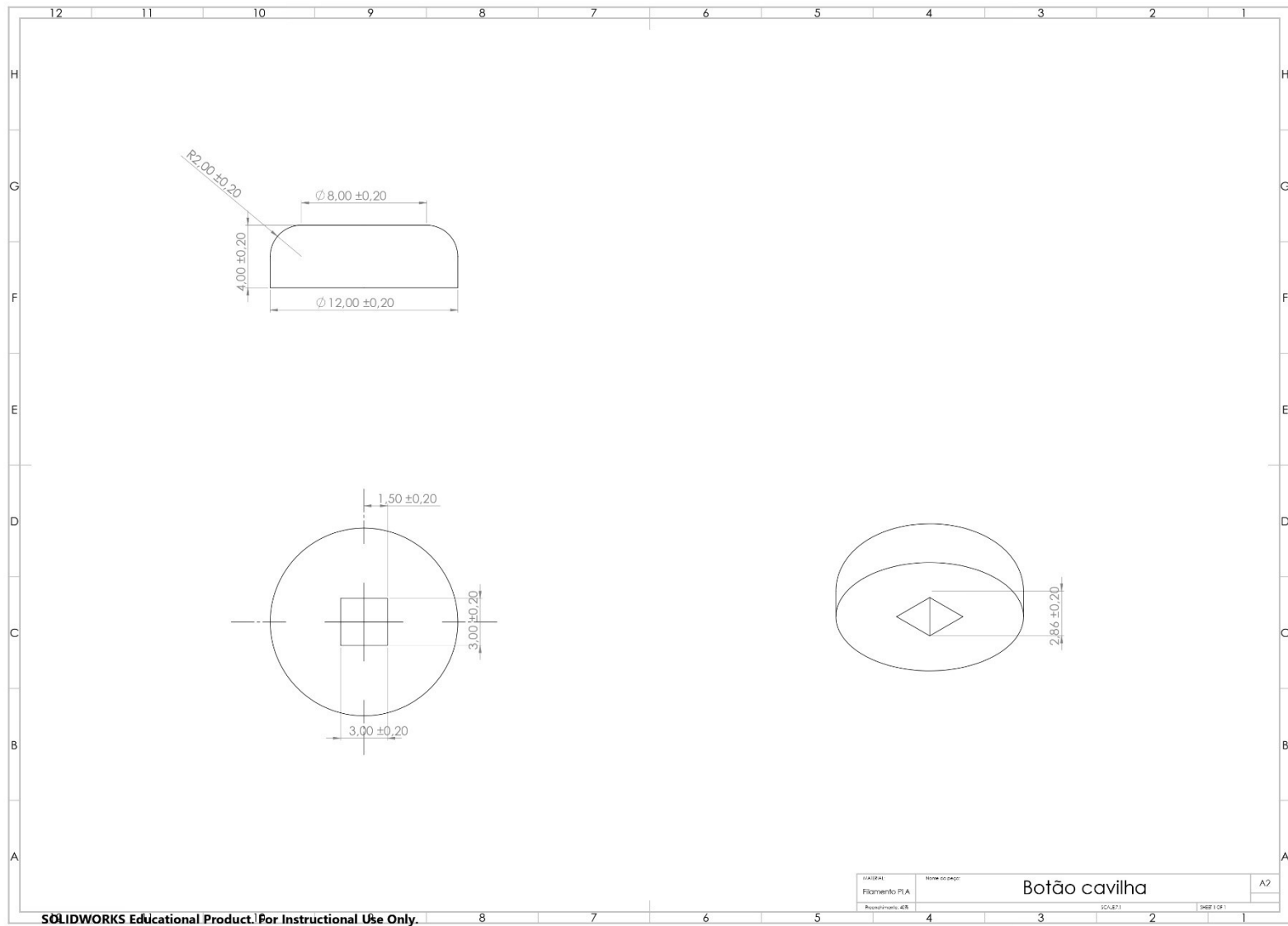


Figura 173: Desenho de execução - Botão cavilha

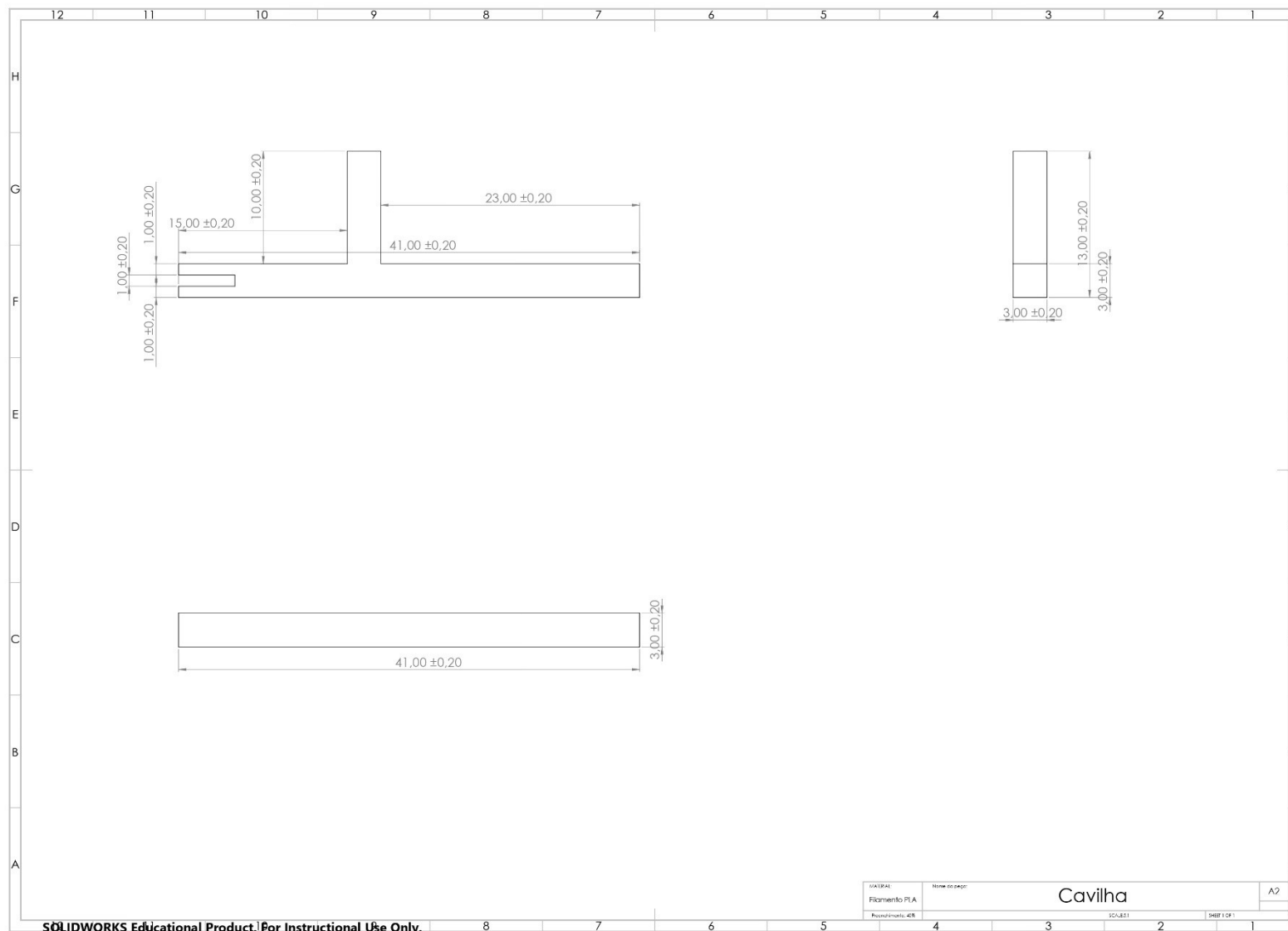


Figura 174: Desenho de execução - Cavilha

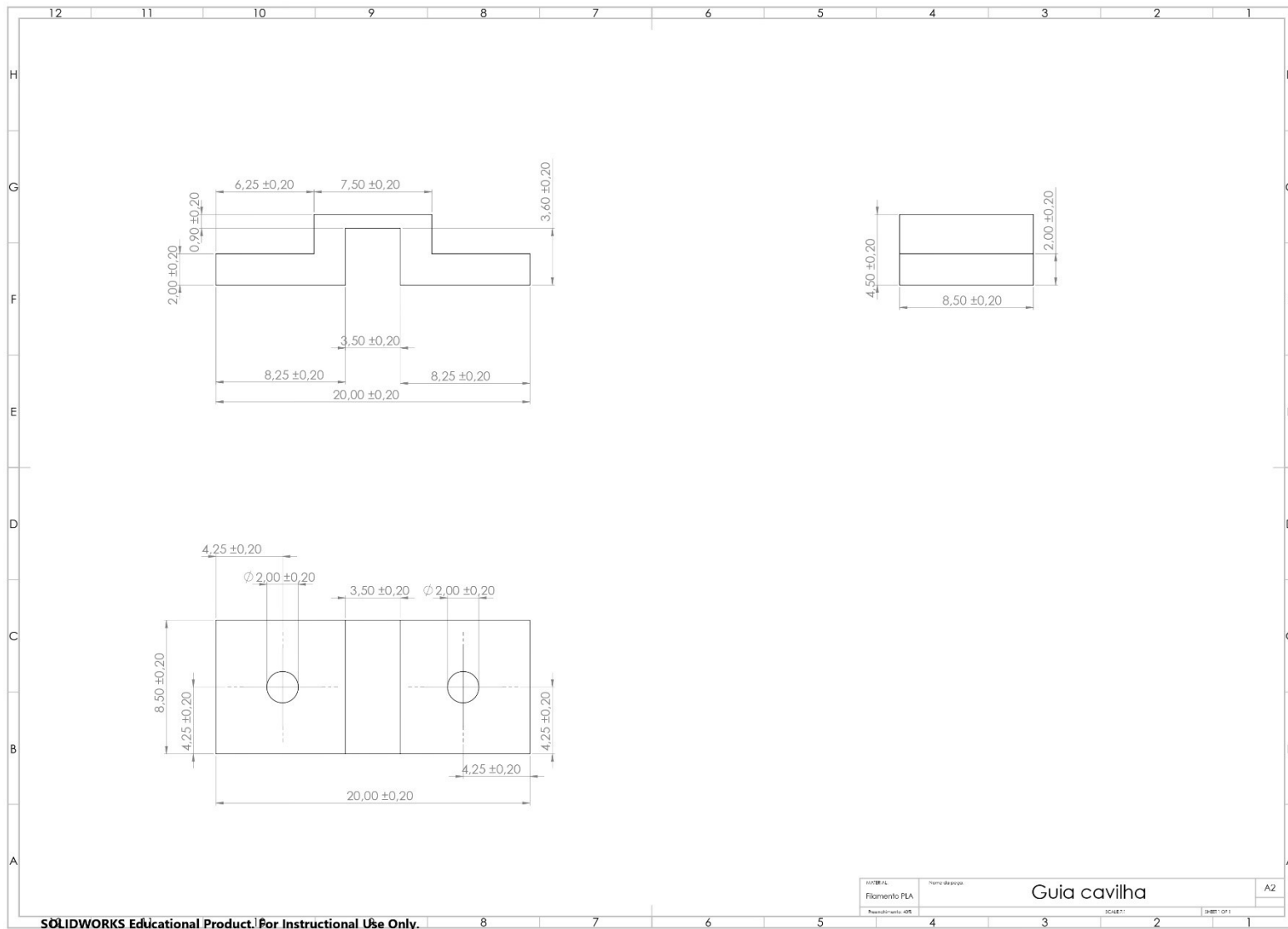


Figura 175: Desenho de execução - Guia cavilha

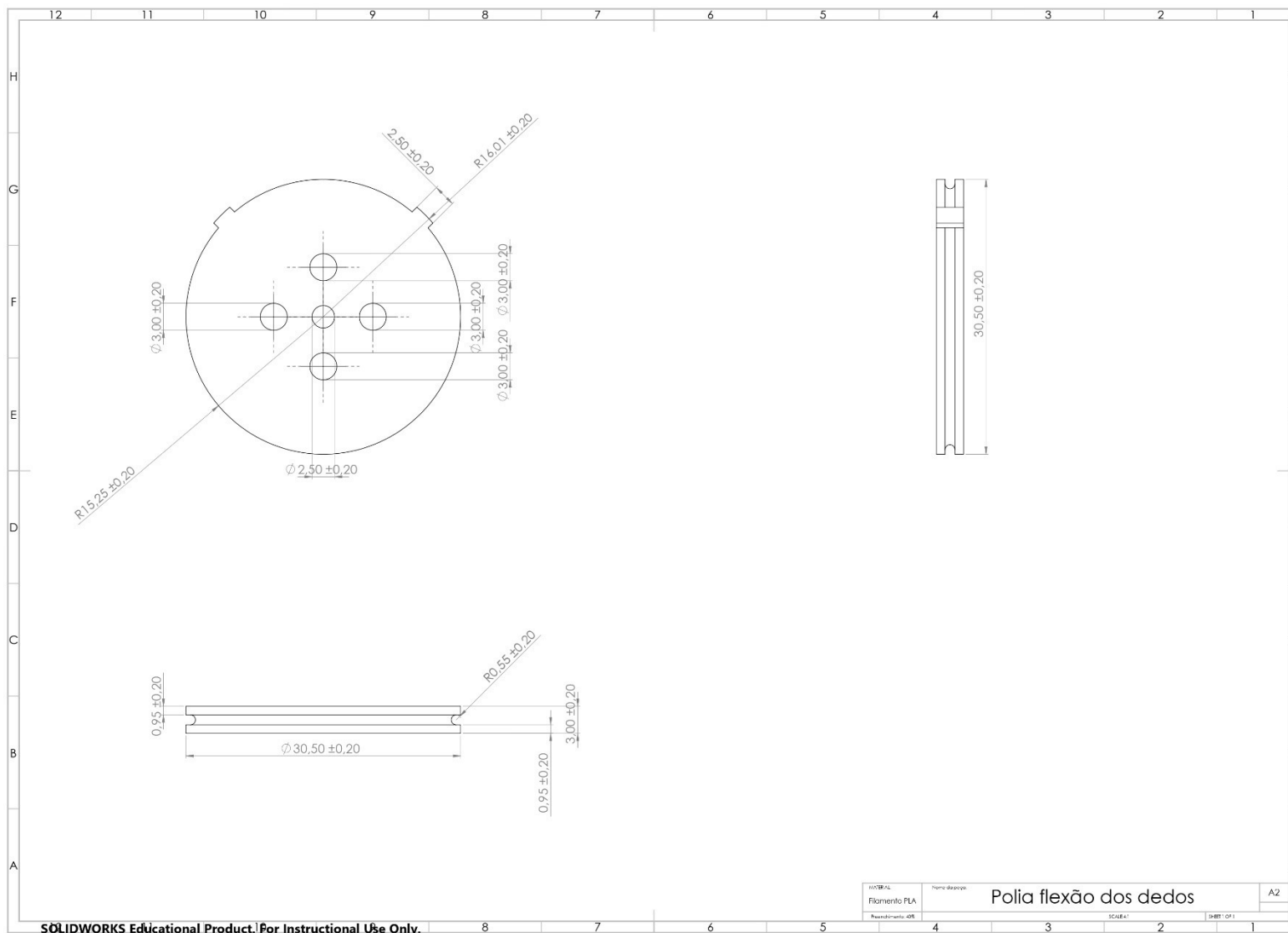


Figura 177: Desenho de execução - Polia flexão dos dedos

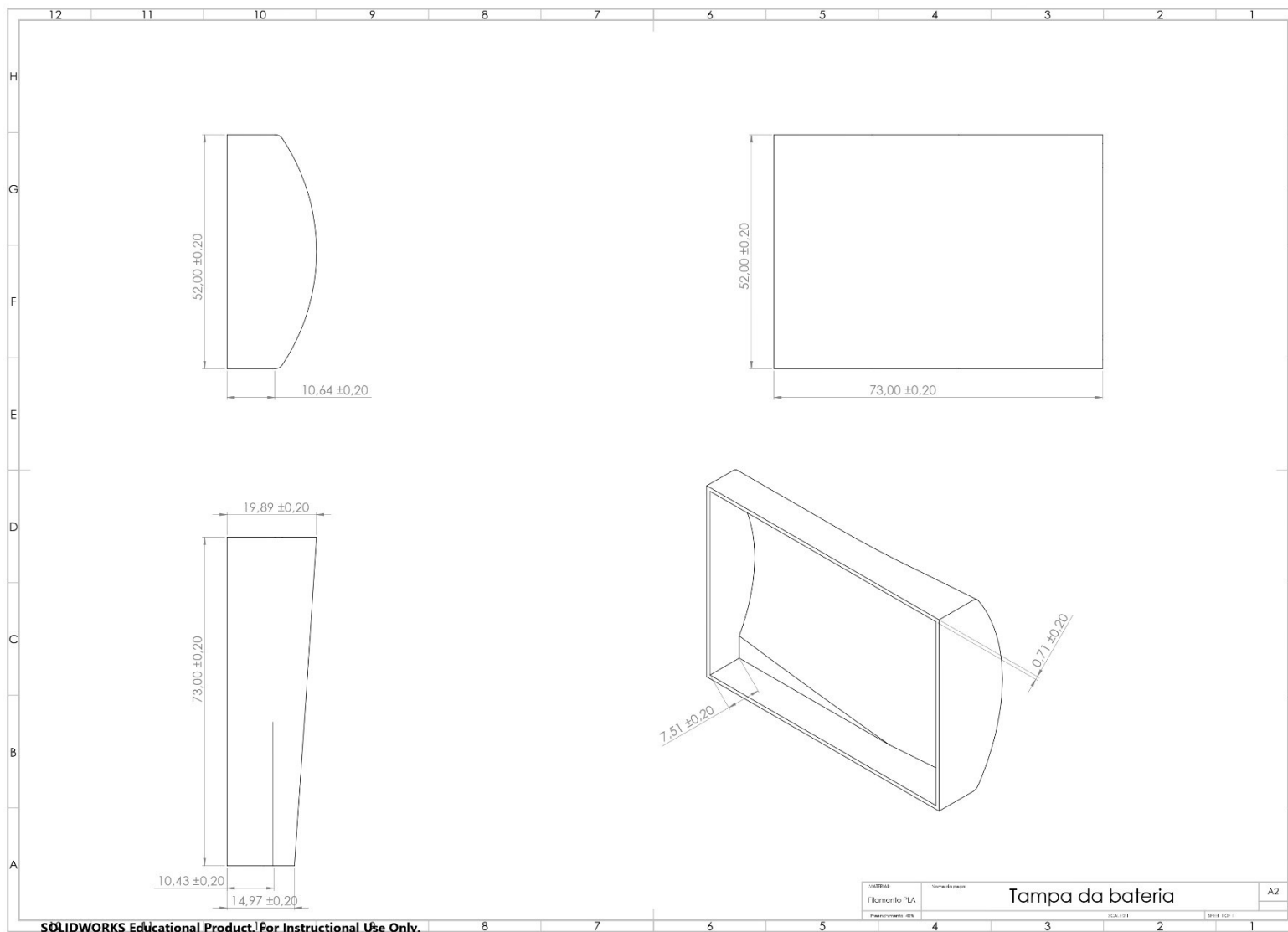


Figura 178: Desenho de execução - Tampa da bateria

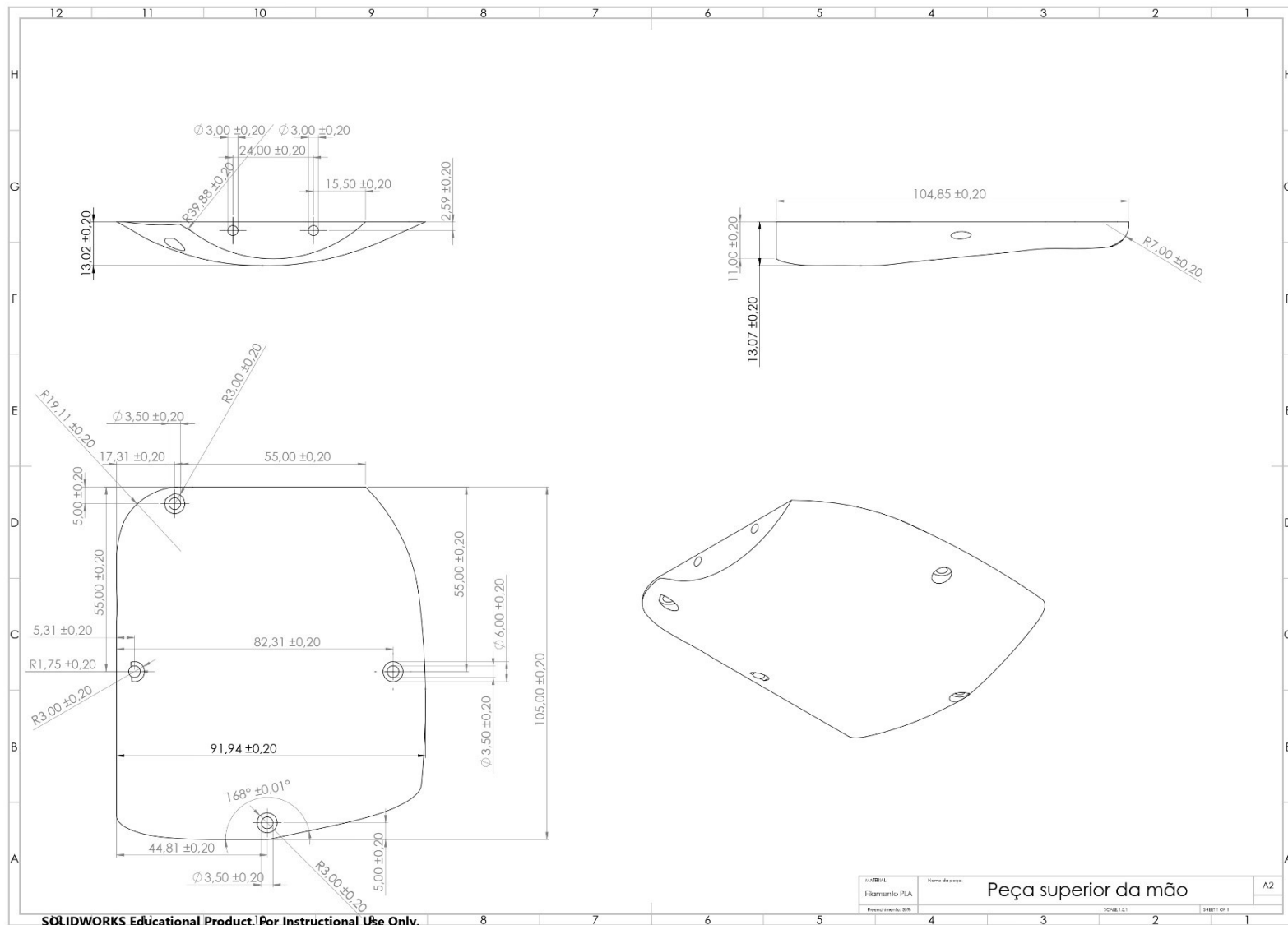


Figura 179: Desenho de execução - Peça superior da mão

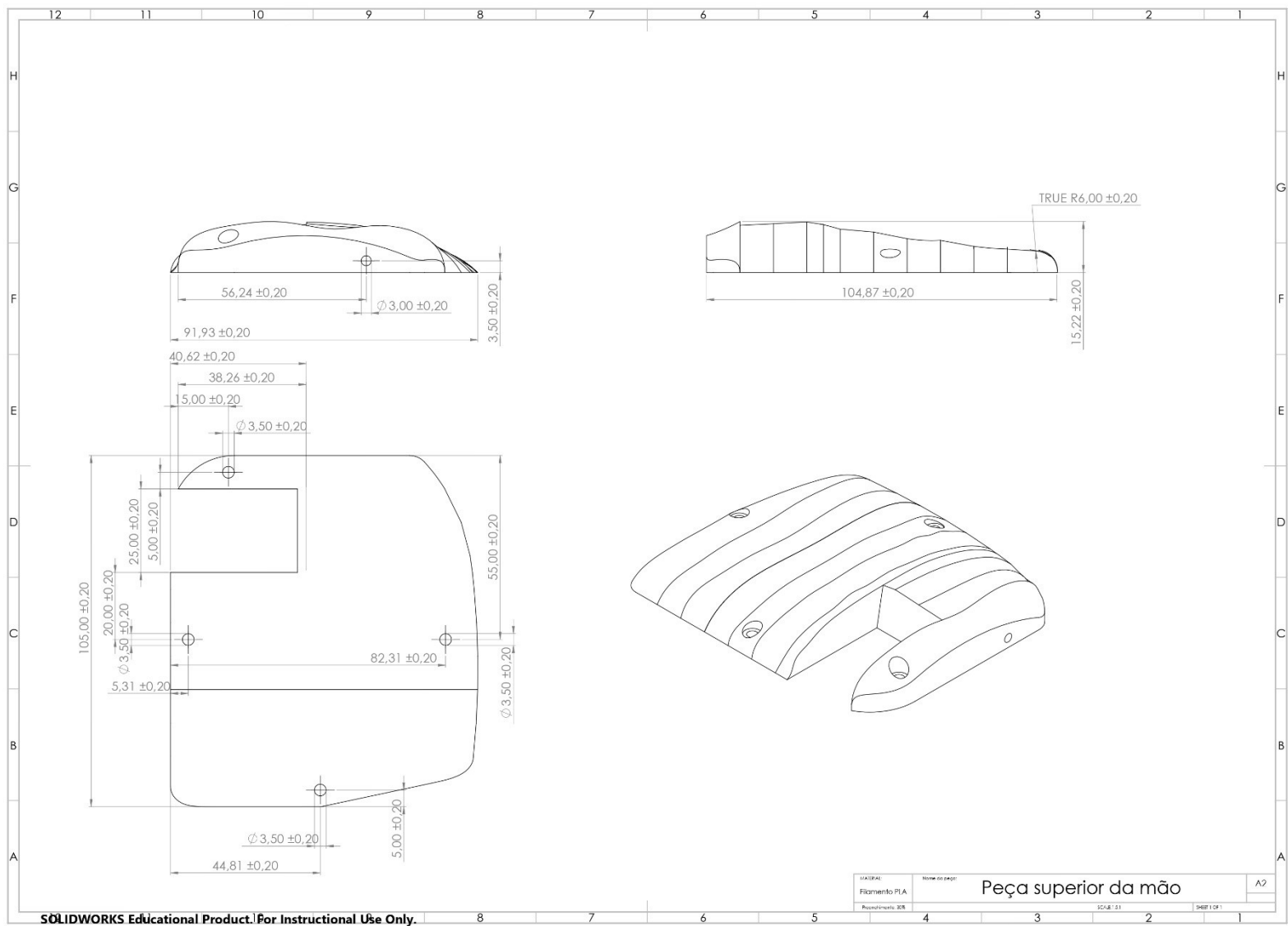


Figura 180: Desenho de execução - Palma da mão

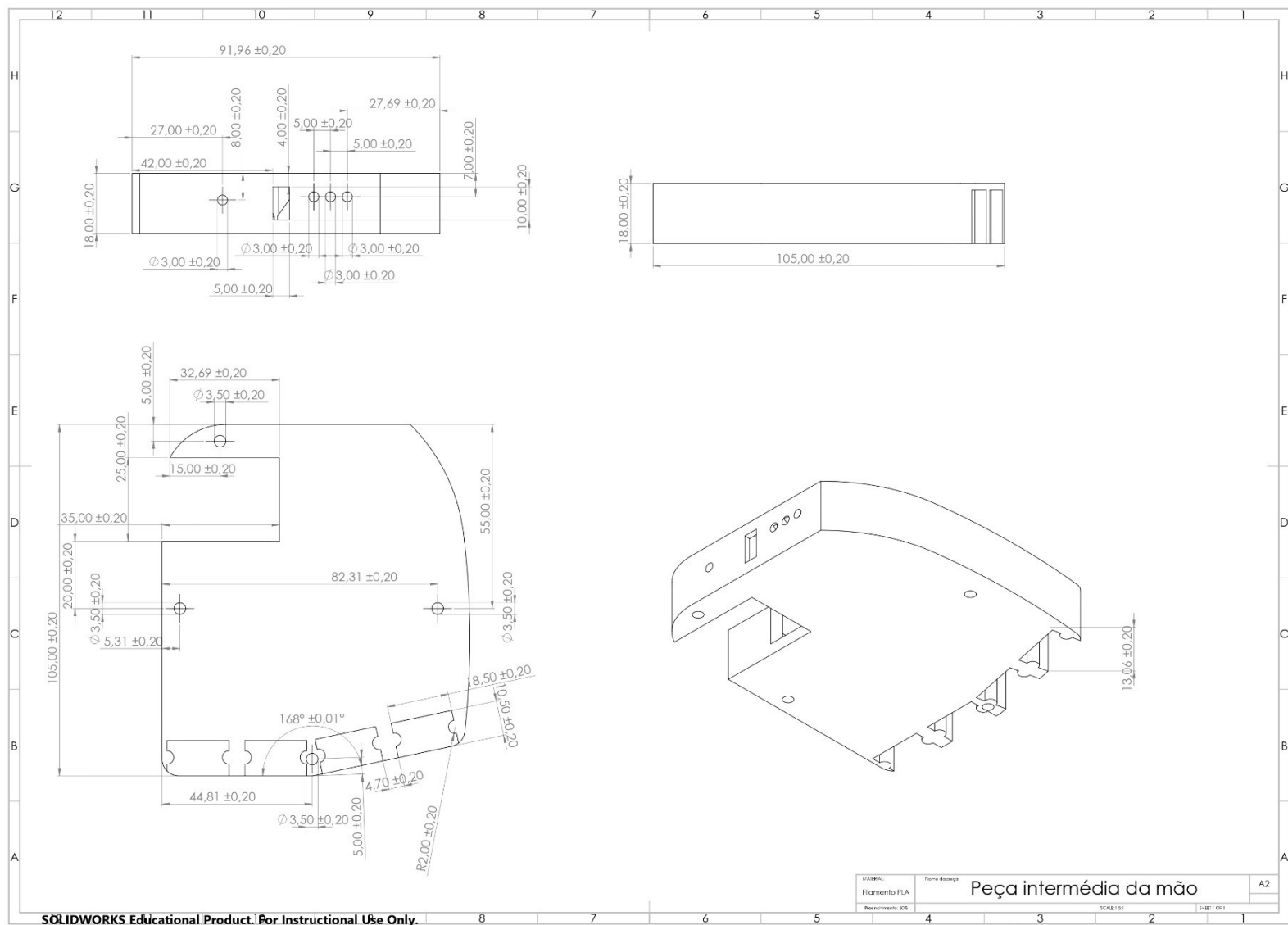


Figura 181: Desenho de execução - Peça intermédia da mão (vista 1)

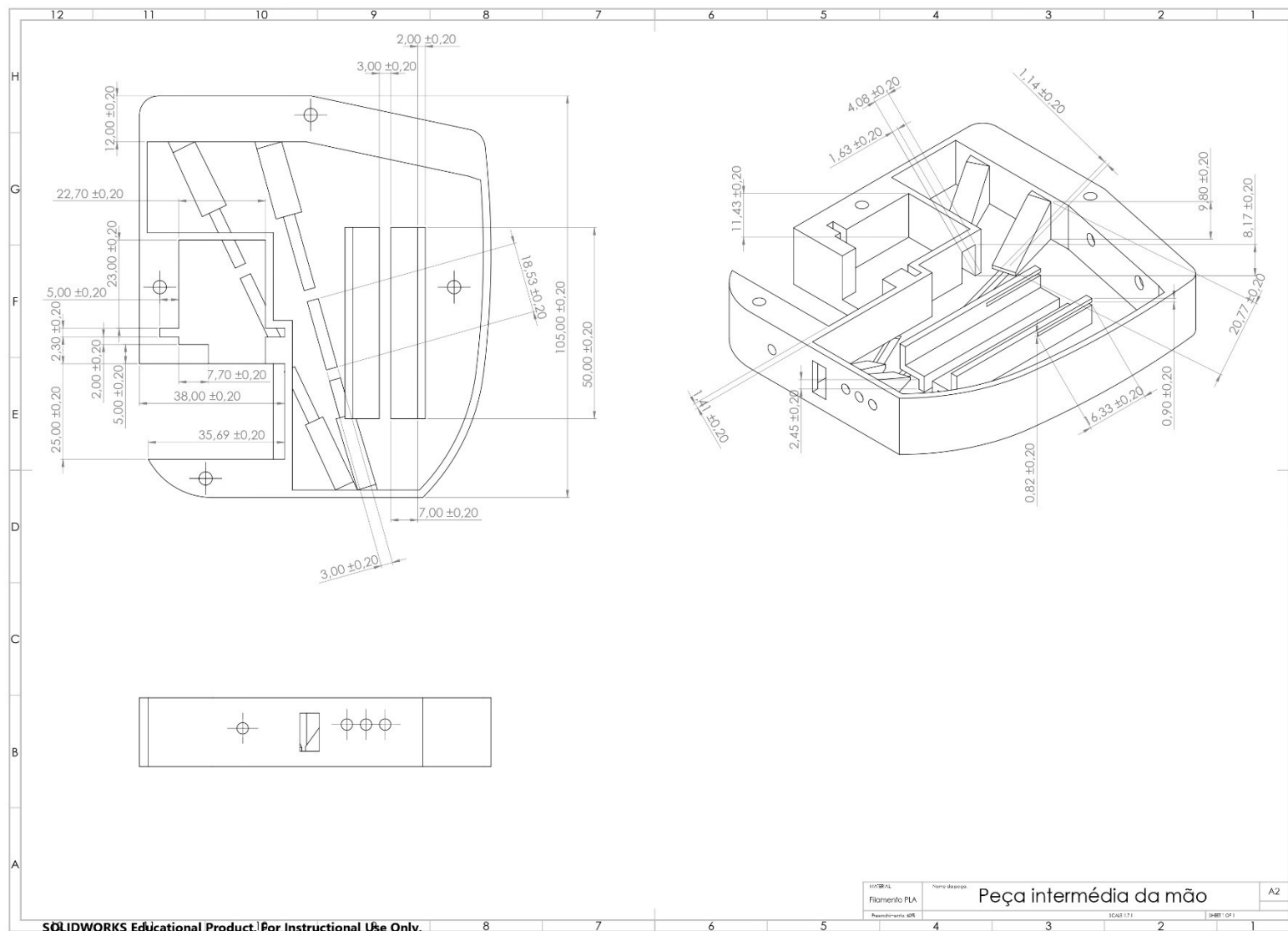


Figura 182: Peça intermédia da mão (vista 2)