

# **Prótese transradial com servomotores** (Versão final após defesa)

**João Pedro dos Santos Ferrão**

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

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

**junho de 2020**



# **Dedicatória**

Esta dissertação é dedicada às pessoas que sempre me encorajaram a seguir um caminho académico com sucesso e que principalmente me deram condições para tal, estarei eternamente agradecido, pais e avós.



# Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de expressar a minha sincera gratidão aos meus orientadores, Professor Pedro Dinis Gaspar por todo o apoio e pelas diversas discussões de ideias e ao Professor André Vieira por todo o apoio, conhecimento e orientação. Foi um desafio que me ajudou a crescer enquanto engenheiro, mas também enquanto pessoa.

Um especial agradecimento ao Nuno Santos, uma pessoa com enorme carisma e força de vontade que me ajudou e muito, a superar todas as dificuldades que foram surgindo acerca do CAD e impressão 3D das peças, devido à sua enorme experiência no ramo.

Gostaria também de agradecer ao Ricardo Mesquita por todo o apoio para a realização desta dissertação, principalmente da parte elétrica.

Aos meus colegas, que os considero amigos, um muito obrigado. Começámos esta etapa da nossa vida juntos e acabámos juntos. Foram momentos únicos aqueles que vivemos, onde será sempre possível partilhar estes mesmos entre todos, ficando para sempre nas nossas memórias.

Quero deixar também um especial agradecimento à Rita Gonçalves, uma pessoa bastante importante para mim e que me proporcionou todo o apoio e bem-estar, estando sempre do meu lado nos momentos mais difíceis.

Por fim, gostaria de expressar a minha eterna gratidão às pessoas mais importantes da minha vida, a minha família, especialmente aos meus pais, avós e irmã que me proporcionaram todo o apoio e condições para a realização deste projeto. Para finalizar, deixo um agradecimento sentido à minha mãe pelo apoio incondicional que sempre me ofereceu, não só ao longo desta dissertação, mas durante toda a luta que é esta nossa vida. A ti, um muito obrigado.



## **Resumo**

Nos dias de hoje existe um grande contraste entre os preços praticados das próteses para o membro superior conforme a sua funcionalidade. Explicitando, uma prótese passiva tem um preço aceitável, todavia esta apenas realiza uma atividade específica ou possui uma vertente meramente estética. Por outro lado, uma prótese ativa permite o movimento do membro superior controlado pelo utilizador proporcionando um conjunto de funcionalidades muito maior, ainda assim o preço praticado no mercado alcança valores exorbitantes. Uma alternativa a este cenário poderá ser a impressão 3D, pois uma prótese concebida com esta tecnologia é capaz de fornecer os movimentos complexos a um preço acessível. Porém, apesar deste benefício, é possível identificar algumas desvantagens noutros parâmetros como, por exemplo, na resistência e na dureza. 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. Assim sendo, o principal objetivo desta dissertação é dimensionar uma prótese mioelétrica, tendo em consideração as adversidades que se vivem no panorama das próteses para o membro superior. No primeiro passo da elaboração deste projeto, após as devidas considerações, optou-se por servomotores para os atuadores e que o arduino mega 2560 deveria ser responsável pela parte de controlo. Os movimentos realizados pela prótese foram escolhidos com base nas tarefas essenciais do dia-a-dia. No próximo passo, procedeu-se à escolha de quais os melhores mecanismos para a prótese através de várias matrizes de decisão. De seguida, nomeadamente na etapa de projeto detalhado, foi concebido o CAD do projeto tendo em consideração a premissa inicial, isto é, foi realizado o desenho 3D das várias peças constituintes da prótese tendo em consideração as adversidades que se vivem nos dias de hoje na comercialização de próteses para o membro superior. No final, foi possível obter uma prótese mioelétrica com um preço muito mais baixo do que o praticado no mercado, conseguindo ainda assim possuir um grau de funcionalidade bastante elevado.

## **Palavras-chave**

Prótese; mioelétrica; anatomia; projeto; CAD; impressão 3D; servomotores; transradial



# **Abstract**

Nowadays, there is a huge contrast amongst selling prices for upper-limb prostheses according to their functionality. A passive prosthesis has a reasonable price. However, it only does a specific task or has just an aesthetic purpose. On the other hand, an active prosthesis is controlled by the user and allows the movement of the upper limb providing a larger set of functionalities, even so the sale price reaches prohibitive values. An alternative to this scenario can be 3D printing, because a prosthesis conceived with this technology is able to provide complex movements at a reasonable price. However, despite this benefit, it is possible to identify some disadvantages in other parameters, such as hardness and maximum allowable load, amongst others. The main engineering challenge on the development of prosthetic devices is to design a prosthesis incorporating with actuators, sensors and other electronic components that can get as close as possible to the size and weight of the replaced limb. Therefore, the main goal of this study was the design of a myoelectric prosthesis, taking into consideration the adversities that are experienced on the prosthesis panorama for the upper limb. The actuators are servomotors and the arduino mega 2560 is responsible for the control. The movements performed by the prosthesis were chosen, based on essential daily tasks. Using decision matrices, mechanisms that best fit the prosthesis were chosen. Computer aided design (CAD) of the project was conceived according to the initial premise, i.e., 3D drawing of the various parts of the prosthesis taking into account the experienced difficulties of upper limb prosthesis business. A low-cost high functionality robotic prosthesis was designed.

## **Keywords**

Prosthesis; myoelectric; anatomy; design; CAD; 3D printing; servomotors; transradial



# Índice

<b>Dedicatória</b> .....	<b>iii</b>
<b>Agradecimentos</b> .....	<b>v</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>vii</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>ix</b>
<b>Lista de Figuras</b> .....	<b>xiv</b>
<b>Lista de Tabelas</b> .....	<b>xix</b>
<b>Lista de Acrónimos</b> .....	<b>xxi</b>
<b>1. Introdução</b> .....	<b>1</b>
1.1 Motivação.....	1
1.2 Objetivos .....	3
1.3 Organização .....	3
<b>2. Estado da Arte</b> .....	<b>5</b>
2.1 Conceitos fundamentais de anatomia.....	5
2.2 Movimentos do membro superior .....	7
2.3 Ossos do antebraço e da mão.....	11
2.4 Articulações da mão.....	14
2.5 Ligamentos e tendões da mão.....	17
2.6 Músculos do membro superior .....	18
2.7 Potenciais de ação .....	23
2.8 Efeito dos potenciais de ação nos músculos esqueléticos .....	25
2.9 Controlo motor do corpo humano .....	31
2.10 Sinais eletromiográficos.....	36
2.11 Classificação das próteses do membro superior.....	37
2.12 Classificação dos níveis de perda do membro superior .....	40
2.13 Exemplos de próteses mioelétricas comerciais.....	41
2.14 Trabalhos científicos de próteses para o membro superior.....	45
<b>3. Etapas de projeto</b> .....	<b>50</b>
3.1 Identificação do problema .....	50
3.2 Especificações .....	50
3.2.1 Dados antropométricos .....	51
3.2.2 Requisitos de projeto.....	52
3.2.3 Movimentos reproduzidos pela prótese .....	54
3.2.4 Forças geradas pela mão humana .....	54
3.3 Projeto conceptual .....	58

3.4	Projeto de detalhe.....	78
3.4.1	Polias .....	78
3.4.2	Dedos.....	82
3.4.3	Peça de encaixe do dedo anular .....	86
3.4.4	Mão.....	88
3.4.5	Peças destinadas ao mecanismo de rotação do polegar.....	92
3.4.6	Pulso .....	94
3.4.7	Antebraço .....	94
3.4.8	Peças Estéticas .....	96
3.4.9	Componente Elétrica.....	97
3.4.10	Força do dedo mínimo.....	99
3.4.11	Peças ilustrativas .....	99
3.5	Montagem.....	100
<b>4.</b>	<b>Resultados e discussões.....</b>	<b>102</b>
<b>5.</b>	<b>Conclusões e trabalhos futuros.....</b>	<b>107</b>
5.1	Conclusões .....	107
5.2	Trabalhos futuros .....	110
<b>ANEXO</b>	<b>.....</b>	<b>116</b>
	Anexo 1 – Procedimento de montagem .....	117
	Anexo 2 – Lista de material .....	122
	Anexo 3 – Movimentos de preensão .....	128
	Anexo 4 – Esquema elétrico.....	130
	Anexo 5 – Circuito impresso .....	132
	Anexo 6 – Desenhos de execução.....	134



# Lista de Figuras

Figura 1: Posição anatômica (Bernardi <i>et al.</i> , 2012).....	5
Figura 2: Planos e eixos anatômicos (Almeida <i>et al.</i> , 2014). ....	7
Figura 3: Flexão do joelho (Raad e Salvador, 2018). ....	8
Figura 4: Abdução dos dedos da mão (Raad e Salvador, 2018).....	8
Figura 5: Pronação do antebraço (Raad e Salvador, 2018).....	9
Figura 6: Desvio radial do pulso (Raad e Salvador, 2018).....	9
Figura 7: Oposição do polegar (Raad e Salvador, 2018).....	10
Figura 8: Circundução dos dedos da mão (Raad e Salvador, 2018). ....	10
Figura 9: Hiperextensão da mão (Anatomia papel e caneta, 2016).....	10
Figura 10: Ossos do antebraço (Netter, 2006).....	12
Figura 11: Ossos do pulso e do metacarpo (A – Escafóide, B – Semilunar, C – Piramidal, D – Pisiforme, E – Trapézio, F – Trapezóide, G – Capitato, H – Hamato) (Lynda, 2005). ...	13
Figura 12: Ossos dos dedos da mão (Agarwal, 2018).....	13
Figura 13: Articulação em roldana (Stephens & Tate, 1993). ....	15
Figura 14: Articulação esférica (Stephens & Tate, 1993). ....	15
Figura 15: Articulação em sela (Stephens & Tate, 1993).....	16
Figura 16: Articulação plana (Stephens & Tate, 1993).....	16
Figura 17: Articulação elíptica (Stephens & Tate, 1993). ....	16
Figura 18: Articulação cilíndrica (Stephens & Tate, 1993). ....	17
Figura 19: Articulações da mão e do pulso (Putz e Pabst, 1994).....	17
Figura 20: Anatomia do dedo (Putz e Pabst, 2000). ....	18
Figura 21: Alavancas de classe I (Stephens e Tate, 1993). ....	20
Figura 22: Alavancas de classe II (Stephens e Tate, 1993). ....	20
Figura 23: Alavancas de classe III (Stephens e Tate, 1993).....	21
Figura 24: Alterações da permeabilidade durante o potencial de ação (Stephens e Tate, 1993).....	25
Figura 25: Anatomia de um músculo (Stephens e Tate, 1993). ....	26
Figura 26: Fibra muscular (Stephens e Tate, 1993).....	26
Figura 27: Gráfico de Tensão versus Tempo de uma hipotética contração de uma única fibra muscular em resposta a um único potencial de ação (Stephens e Tate, 1993). ....	27
Figura 28: Unidades motoras (Stephens e Tate, 1993).....	28
Figura 29: Soma de múltiplas unidades motoras (Stephens e Tate, 1993). ....	29
Figura 30: Comprimento muscular (Stephens e Tate, 1993).....	30
Figura 31: Gráfico de Tensão versus Comprimento muscular (Stephens e Tate, 1993). ....	31
Figura 32: Córtex Motor Primário (Schwerin, 2013).....	33
Figura 33: Trato Corticoespinal (Gray, 2009). ....	34
Figura 34: Medula Espinhal envolvida pela Coluna Vertebral (QBI, 2017). ....	34

Figura 35: Nervos da Medula Espinhal (Compact Cath, 2019).....	35
Figura 36: Classificação das próteses passivas (Maat <i>et al.</i> , 2018).....	38
Figura 37: Classificação das próteses ativas (Maat <i>et al.</i> , 2018). ....	39
Figura 38: Classificação dos níveis da perda do membro superior (Cordella <i>et al.</i> , 2016)..	41
Figura 39: Raptor Hand (e-NABLE, 2014).....	45
Figura 40: InMoov Hand (Langevin, 2015). ....	46
Figura 41: Tipos de próteses (Ten Kate <i>et al.</i> , 2017). ....	46
Figura 42: Constituintes do mecanismo do movimentos de flexão (Ten Kate <i>et al.</i> , 2017). .....	47
Figura 43: Constituintes do mecanismo do movimento de extensão (Ten Kate <i>et al.</i> , 2017). .....	47
Figura 44: Prótese transradial desenvolvida por Bahari <i>et al.</i> (2012). ....	48
Figura 45: Prótese ativada corporalmente desenvolvida por Groenewegen (2014). ....	48
Figura 46: Acionamento da prótese ativada corporalmente (Groenewegen, 2014). ....	49
Figura 47: Dimensões do braço (Tilley <i>et al.</i> , 1993).....	51
Figura 48: Dimensões da mão (Tilley <i>et al.</i> , 1993).....	52
Figura 49: Sensores de força e unidade eletrónica Bretz <i>et al.</i> (2010). ....	54
Figura 50: Custo de energia.....	60
Figura 51: Componentes de um servomotor (ArduinoPortugal.pt, 2017). ....	61
Figura 52: Servomotor MG92B. ....	62
Figura 53: Mecanismo do dedo (Gopura e Bandara, 2018). ....	64
Figura 54: Auto adaptação do mecanismo do dedo: (a) – Falange proximal colide com o objeto, (b) – Falange média colide com o objeto (Gopura e Bandara, 2018). ....	65
Figura 55: Mecanismos diferenciais: (a) – Alavanca, (b) – Polia, (c) – Pinhão e cremalheira, (d) - Barras (Xu <i>et al.</i> , 2015). ....	66
Figura 56: Gráfico Força versus Deslocamento de uma mola (Smit <i>et al.</i> ,2014).....	68
Figura 57: Esquema do princípio físico (Smit <i>et al.</i> ,2012).....	68
Figura 58: Grelha 4x3 (Smit <i>et al.</i> , 2014).....	69
Figura 59: Representação das forças (Smit <i>et al.</i> , 2014).....	69
Figura 60: Mecanismo dimensionado por Chang <i>et al.</i> (2004).....	70
Figura 61: Mecanismo dos movimentos de flexão e extensão.....	71
Figura 62: Articulações constituídas por pinos.....	71
Figura 63: Articulações constituídas por parafusos e porcas.....	72
Figura 64: Mecanismo para o polegar de Fajardo <i>et al.</i> (2017). ....	73
Figura 65: Mecanismo para o polegar (Yong <i>et al.</i> , 2019). ....	74
Figura 66: Mecanismo do polegar de Gopura e Bandara (2018).....	75
Figura 67: Mecanismo com uma engrenagem cónica e uma engrenagem helicoidal (Park, 2017). ....	75
Figura 68: Mecanismo dos movimentos de abdução e adução.....	76
Figura 69: Arduino Mega 2560. ....	77
Figura 70: Fio na extremidade da falange distal. ....	78

Figura 71: Flanges dos servomotores. ....	79
Figura 72: Polias.....	80
Figura 73: Pistas das duas polias. ....	81
Figura 74: Encaixe da flange às polias. ....	81
Figura 75: Diferentes geometrias das pistas das polias ....	82
Figura 76: Falange.....	83
Figura 77: Montagem das falanges.....	83
Figura 78: 1º Versão – Fio de cima. ....	84
Figura 79: 2º Versão – Fio de cima.....	84
Figura 80: 1ºVersão - Fio de baixo.....	85
Figura 81: Secção do furo do fio de baixo. ....	85
Figura 82: 2ºVersão - Fio de baixo. ....	86
Figura 83: Montagem dos dedos.....	86
Figura 84: 1º Fase da montagem dos dedos. ....	87
Figura 85: Peça de encaixe do dedo anular.....	87
Figura 86: 2ºFase da montagem dos dedos.....	88
Figura 87: Mão. ....	89
Figura 88: Base da mão.....	89
Figura 89: Guias para os fios.....	90
Figura 90: Ângulo entre o dedo médio e o dedo anular.....	91
Figura 91: Ângulo entre a base do polegar e um plano perpendicular à base da mão.....	91
Figura 92: Parte de cima da mão. ....	92
Figura 93: Peça de ligação.....	93
Figura 94: Peça de rotação do polegar. ....	93
Figura 95: Batentes. ....	94
Figura 96: Pulso. ....	94
Figura 97: 1º Peça do antebraço.....	95
Figura 98: Peça de encaixe para o motor na vertical. ....	95
Figura 99: 3º e 4º Peça do antebraço.....	96
Figura 100: Peças estéticas. ....	97
Figura 101: Servomotor MG92B. ....	99
Figura 102: Conversor DC-DC Boost. ....	100
Figura 103: Desenho 3D do conjunto final. ....	101
Figura 104: Protótipo – Exterior.....	105
Figura 105: Protótipo – Interior. ....	106
Figura A1: Movimento de apreensão – Bola de golf. ....	129
Figura A2: Movimento de apreensão – Lápis.....	129
Figura A3: Movimento de apreensão – Bola de ténis.....	129
Figura A4: Esquema elétrico.....	131

Figura A5: Circuito impresso.....	133
Figura A6: Desenho de Execução – Pulso.....	135
Figura A7: Desenho de Execução – Peça do mecanismo de rotação do polegar.....	136
Figura A8: Desenho de Execução – Peça de ligação da polia da correia. ....	137
Figura A9: Desenho de Execução – Peça de encaixe do motor na vertical. ....	138
Figura A10: Desenho de Execução – Peça de encaixe do dedo anular.....	139
Figura A11: Desenho de Execução – Peça de encaixe da bateria. ....	140
Figura A12: Desenho de Execução – Batente N <sup>o</sup> 1.....	141
Figura A13: Desenho de Execução – Batente N <sup>o</sup> 2. ....	142
Figura A14: Desenho de Execução – Polia do dedo mínimo.....	143
Figura A15: Desenho de Execução – Base da mão (Folha N <sup>o</sup> 1). ....	144
Figura A16: Desenho de Execução – Base da mão (Folha N <sup>o</sup> 2).....	145
Figura A17: Desenho de Execução – Parte de cima da mão.....	146
Figura A18: Desenho de execução – 1 <sup>o</sup> Peça do antebraço. ....	147
Figura A19: Desenho de execução – 2 <sup>o</sup> Peça do antebraço.....	148
Figura A20: Desenho de execução – 3 <sup>o</sup> e 4 <sup>o</sup> Peça do antebraço.....	149
Figura A21: Desenho de execução – Falange distal do polegar. ....	150
Figura A22: Desenho de execução – Falange proximal do polegar. ....	151
Figura A23: Desenho de execução – Falange distal do dedo anular e indicador.....	152
Figura A24: Desenho de execução – Falange média do dedo anular e indicador.....	153
Figura A25: Desenho de execução – Falange proximal do dedo anular e indicador. ....	154
Figura A26: Desenho de execução – Falange distal do dedo médio. ....	155
Figura A27: Desenho de execução – Falange média do dedo médio. ....	156
Figura A28: Desenho de execução – Falange proximal do dedo médio. ....	157
Figura A29: Desenho de execução – Falange distal do dedo mínimo.....	158
Figura A30: Desenho de execução – Falange média do dedo mínimo. ....	159
Figura A31: Desenho de execução – Falange proximal do dedo mínimo. ....	160



# Lista de Tabelas

Tabela 1: Músculos do antebraço (Stephens & Tate, 1993).....	21
Tabela 2: Músculo intrínsecos da mão (Stephens & Tate, 1993). ....	22
Tabela 3: Mãos protéticas antropomórficas comercialmente disponíveis (Calado <i>et. al.</i> , 2019).....	43
Tabela 4: Parâmetros prioritários dos utilizadores de próteses mioelétricas (Cordella <i>et al.</i> , 2016).....	52
Tabela 5: Tabela de decisão base do ponto de vista do projetista. ....	53
Tabela 6: Força exercida pela mão direita Bretz <i>et al.</i> (2010). ....	55
Tabela 7: Força exercida pela mão esquerda Bretz <i>et al.</i> (2010).....	55
Tabela 8: Lista de especificações.....	56
Tabela 9: Caracterização dos tipos de atuadores (Gama Melo <i>et al.</i> , 2014). ....	59
Tabela 10: Matriz de decisão – Atuador.....	60
Tabela 11: Matriz de decisão - Mecanismo dos movimentos de flexão e extensão dos dedos. ....	72
Tabela 12: Matriz de decisão – Mecanismo dos movimentos de adução e abdução do polegar. ....	76
Tabela A1: Lista de material. ....	123



## Lista de Acrónimos

SNC	Sistema nervoso central
SNP	Sistema nervoso periférico
PLA	Ácido poliláctico
PETG	Polietileno tereftalato
ABS	Acrilonitrila butadieno estireno
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modelação por largura de pulso)
IFP	Interfalângica proximal
IFD	Interfalângica distal
MCF	Metacarpofalângica
CAD	Desenho assistido por computador
CAM	Manufatura auxiliada por computador



# Capítulo 1

## 1. Introdução

Primeiramente, é apresentada a primeira secção, nomeadamente a motivação com o intuito de justificar o tema desta dissertação, dando a conhecer o panorama das próteses para o membro superior. Na secção seguinte são mencionados os principais objetivos desta mesma. Por fim, na última secção, é descrita a estrutura e organização do documento, apresentando uma breve descrição de cada capítulo.

### 1.1 Motivação

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, esta desempenha um papel vital nas atividades do dia a dia. Portanto, o desenvolvimento de uma prótese capaz de reproduzir os movimentos da mão humana destaca o quão importante é o papel da engenharia na área da saúde (Stanciu e Stanciu, 2009).

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 (Cordella *et al.*, 2016). Além desta adversidade, toda a tecnologia envolvente no controlo da prótese, como a usabilidade e a funcionalidade que esta promove, é uma grande preocupação dos engenheiros que têm vindo a conseguir vastos progressos ao longo dos anos.

De acordo com a Organização Mundial da Saúde, um dispositivo médico é definido como qualquer instrumento, aparelho, máquina, implante, mecanismo ou outro produto semelhante destinado pelo fabricante a ser utilizado por seres humanos, possuindo diversos objetivos médicos específicos, tais como (WHO, 2017):

- Diagnóstico, prevenção, monitorização, tratamento e/ou alívio de doença;
- Substituição, modificação ou suporte de um processo anatómico ou psicológico;
- Desinfecção de dispositivos médicos;
- Fornecimento de informações por meio de exame *in vitro* de amostras provenientes do corpo humano.

Assim sendo, poder-se-á afirmar que uma prótese é um dispositivo médico, que poderá assumir uma certa classificação conforme a sua estratégia de controlo e constituição. Este tema é abordado no capítulo seguinte.

O principal objetivo de uma prótese é preencher as lacunas que advêm da amputação, em que esta pode ser definida como a remoção de uma extremidade do corpo devido a várias razões, como traumas físicos, doenças vasculares, problemas congénitos, entre outros. O número exato de amputados em todo o mundo é difícil de inferir, pois são vários os países que não realizam estudos estatísticos acerca do número de amputados. Contudo, em 2008, foi noticiado que aproximadamente 10 milhões de indivíduos vivem com algum nível de amputação em todo o mundo, dos quais 30% são amputados do membro superior (Calado *et al.*, 2019).

Num outro estudo mais específico, Ziegler-Graham *et al.* (2008) estimou o número de amputados nos Estados Unidos da América nos anos 2005 e 2050. Numa primeira fase, estimou-se que 1,6 milhões de pessoas sofriam de uma amputação do membro superior ou inferior nos Estados Unidos da América em 2005, sendo que 541 mil eram amputados do membro superior. De seguida, através de vários métodos estatísticos desenvolvidos por Kawas *et al.* (2000) e Ziegler-Graham *et al.* (2008), foi possível obter uma estimativa dos indivíduos amputados em 2050. Assim sendo, concluiu-se que no ano de 2050 o número de amputados dos membros superiores ou inferiores será cerca de 3,6 milhões, correspondendo a um aumento de 125%, podendo assim o número de indivíduos amputados do membro superior nos Estados Unidos da América ultrapassar o milhão. Segundo Cordella *et al.* (2016), noutras zonas geográficas, como no Reino Unido e na Itália, o número de amputados do membro superior pode alcançar os 5200 e 3500 por ano, respetivamente. Estes estudos são de enorme importância pois permitem estabelecer as tendências futuras da perda dos membros superiores e inferiores, podendo-se assim realizar um planeamento da assistência médica e da racionalização de recursos necessários, de maneira a auxiliar estes indivíduos.

Como já referido, estes estudos permitem ao leitor ter uma maior perceção acerca do panorama das próteses para o membro superior, mas também às entidades de saúde, o que poderá possibilitar uma consciencialização destas entidades para a disponibilidade da assistência médica e de dispositivos médicos. Porém, o epicentro do problema pode não ser a disponibilização dos recursos, mas talvez os preços e as funcionalidades que se apresentam ao público, isto é, existe um grande contraste entre os preços praticados das próteses conforme a sua funcionalidade. Explicitando, uma prótese passiva tem um preço aceitável, todavia esta apenas realiza uma atividade específica ou tem uma vertente

meramente estética. Por outro lado, uma prótese ativa permite o movimento do membro superior controlado pelo utilizador proporcionando um conjunto de funcionalidades muito maior. Ainda assim o preço praticado no mercado alcança valores exorbitantes, podendo atingir as centenas dos milhares de euros. Uma alternativa a este cenário poderá ser a impressão 3D, pois uma prótese concebida com esta tecnologia é capaz de fornecer os movimentos complexos a um preço acessível. Porém, apesar deste benefício, é possível identificar algumas desvantagens noutros parâmetros como, por exemplo, na resistência e na dureza.

## **1.2 Objetivos**

Esta dissertação tem como principal objetivo conceber um projeto de uma prótese mioelétrica tendo em consideração o panorama do mercado atual, ou seja, o projeto tem como principal foco a atenuação do contraste que se vive no mercado deste tipo de dispositivos protéticos, em que não existe um meio termo entre preço-funcionalidade das próteses disponíveis. Conforme mencionado na literatura, um entrave ao desenvolvimento e otimização deste tipo de produtos é a área multidisciplinar que requer, pois são necessários conhecimentos de mecânica, eletrónica, anatomia, robótica, entre outros. É de realçar que este projeto apenas dimensiona o sistema desde o microcontrolador até à parte mecânica que possibilita o movimento da prótese, sendo que a captação de sinais eletromiográficos é uma tarefa para um trabalho futuro.

O projeto de uma prótese é semelhante a qualquer outro projeto de um produto, todos têm os seus pontos fortes e fracos, sendo que não existe projetos perfeitos, tendo sempre em plena consciência que o principal objetivo é tornar o produto o mais primoroso possível. Como tal, para contribuir para um avanço tecnológico na nossa comunidade, esta dissertação no âmbito de engenharia eletromecânica tende a combater a desigualdade de preços existentes no mercado e a ajudar as empresas que lutam dia após dia para uma otimização deste dispositivo, podendo assim ter uma contribuição para a evolução da nossa sociedade.

## **1.3 Organização**

O presente documento é organizado por cinco capítulos denominados de Introdução, Estado da arte, Etapas de projeto, Discussão de resultados e Conclusões e trabalhos futuros.

Neste capítulo é apresentada a motivação, os principais objetivos e uma visão geral desta dissertação. No capítulo seguinte é apresentado o Estado da Arte, a fim de dispor de todos os conhecimentos teóricos necessários para a realização do projeto.

O terceiro capítulo é dedicado à concepção do projeto, explicitando, são avaliadas as diversas opções para os componentes da prótese, sendo que no final a sua escolha é ditada por matrizes de decisão. Posteriormente, são elaborados os desenhos 3D das várias peças que irão constituir a prótese. Por fim, ainda neste capítulo, são também apresentados os diversos cálculos necessários para a produção deste projeto.

No quarto capítulo são mencionadas várias observações e críticas acerca dos resultados obtidos nos cálculos e das peças desenhadas em 3D, facultando outras soluções além das demonstradas.

No último capítulo são apresentadas as conclusões, isto é, é dada uma opinião pessoal do autor da dissertação acerca do projeto elaborado e são apresentadas as dificuldades que podem surgir num projeto desta natureza. Para finalizar, são enumeradas várias tarefas para trabalhos futuros.

## Capítulo 2

### 2. Estado da Arte

Neste capítulo são abordados os aspetos teóricos relacionados com o tema da dissertação. Naturalmente, é obrigatório abordar alguns conteúdos relativamente à anatomia da mão e do antebraço. Porém, não é necessário descrever todos os elementos em detalhe. São apenas alvo de estudo os elementos constituintes do antebraço e da mão que se correlacionam com os movimentos que estes produzem. Os restantes movimentos do membro superior, bem como certos aspetos anatómicos, não serão discutidos, isto porque, além da extensividade do tema, o projeto em questão dimensiona uma prótese transradial no âmbito de engenharia eletromecânica. Seguidamente, são referidos vários aspetos que estão intimamente ligados com uma prótese mioelétrica, como os potenciais de ação e os sinais eletromiográficos. Por fim, é apresentada uma classificação para as próteses do membro superior de acordo com a sua estratégia de controlo e constituição. São também mencionados alguns exemplos das próteses mioelétricas disponíveis no mercado e são referidos alguns trabalhos científicos desenvolvidos nesta temática.

#### 2.1 Conceitos fundamentais de anatomia

Antes de indicar os movimentos realizados pelo corpo, primeiramente é necessário reter alguns conceitos fundamentais de anatomia, sendo este o ramo da medicina que estuda a forma e a estrutura do corpo humano (Dicionário da Língua Portuguesa, 2012).

Todas as descrições do corpo humano são baseadas numa posição exata, em que o corpo se encontra ereto com os membros superiores relaxados ao lado do corpo, estando o rosto e as palmas das mãos direcionadas para a frente como mostra a figura 1, esta é designada de posição anatómica (Snell, 1999).

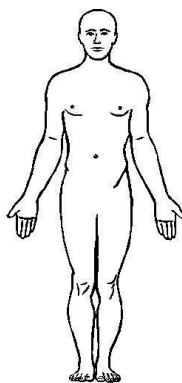


Figura 1: Posição anatómica (Bernardi *et al.*, 2012).

Como em qualquer movimento é necessário ter alguma(s) referência(s) para o pudermos descrever, sendo que os movimentos do corpo não são exceção. Como tal, as diversas partes do corpo e respetivos movimentos são descritos em relação a planos e eixos.

Portanto em termos anatómicos, é possível destacar três planos (Snell, 1999):

- Plano sagital;
- Plano coronal ou frontal;
- Plano transversal ou horizontal.

O plano sagital mediano é um plano vertical que atravessa o centro do corpo, dividindo-o em metades iguais, direita e esquerda. Quando uma parte do corpo está mais próxima a este plano em relação a outra parte do corpo, designa-se medial, caso contrário, denomina-se lateral. O plano coronal ou frontal é também um plano vertical perpendicular ao plano sagital mediano, neste caso uma parte do corpo situada à frente deste plano é designado de anterior, e uma parte do corpo atrás deste plano é apelidado de posterior. Por sua vez, o plano horizontal ou transversal, como o nome indica, é um plano horizontal perpendicular ao plano sagital e coronal, e divide o corpo na parte superior e inferior (Snell, 1999).

Contudo, e como já referido, para caracterizar os movimentos do corpo humano não basta apenas dar a conhecer os planos anatómicos, mas também os eixos anatómicos, mais concretamente (Snell, 1999):

- Eixo transversal;
- Eixo sagital;
- Eixo longitudinal.

O eixo transversal ou horizontal estende-se da direita para a esquerda, e é perpendicular ao plano sagital. Por sua vez, o eixo sagital estende-se do sentido anterior para o posterior e é perpendicular ao plano frontal. Para finalizar, o eixo longitudinal estende-se de cima para baixo, e é perpendicular ao plano transversal. De realçar, que admitiu-se um sentido para cada um dos eixos, sendo que é sempre possível inverter este sentido, ou seja, no fundo, a relevância está na direção, e não propriamente no sentido, conforme mostra figura 2 (Snell, 1999).

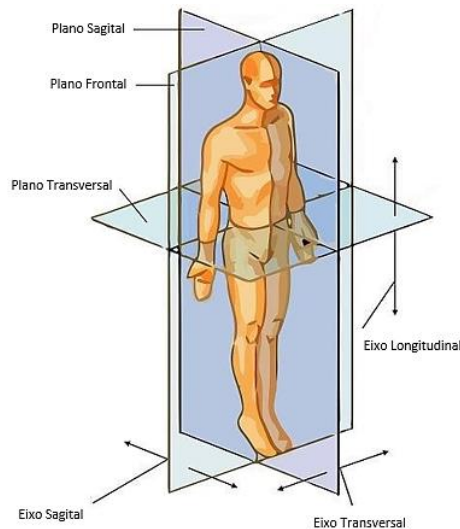


Figura 2: Planos e eixos anatômicos (Almeida *et al.*, 2014).

## 2.2 Movimentos do membro superior

Após compreendidos os conceitos fundamentais de anatomia, o passo seguinte consiste na apresentação dos movimentos que o corpo humano consegue reproduzir. Como já referido, apenas são de maior interesse os movimentos do membro superior, nomeadamente os movimentos que o cotovelo proporciona e os restantes movimentos das estruturas distais a este mesmo, excluindo assim os movimentos do ombro e do braço.

Portanto, utilizando os conceitos de anatomia apreendidos, os seguintes movimentos têm em consideração as estruturas anatómicas envolvidas, os planos anatômicos e os eixos anatômicos. Posto isto, os movimentos que se destacam para este projeto são enunciados de seguida.

Os movimentos de flexão e extensão ocorrem no eixo transversal e correspondem ao aumento ou redução do ângulo entre duas partes do corpo (ossos), sucintamente significam dobrar ou esticar. Este movimento pode ocorrer graças à articulação do cotovelo, onde o antebraço se move em relação ao braço. Por outro lado, estes movimentos também se aplicam ao pulso e aos dedos da mão que permitem realizar movimentos de preensão. Na figura 3 é apresentado o movimento de flexão no joelho (Raad e Salvador, 2018).



Figura 3: Flexão do joelho (Raad e Salvador, 2018).

Os movimentos de abdução e adução ocorrem no plano frontal, dando-se uma rotação no eixo sagital. Neste caso, são os dedos que promovem este tipo de movimentos, em que durante a abdução os dedos movem-se para longe do terceiro dedo da mão, como mostra a figura 4. No movimento contrário, em adução, os dedos movem-se para junto uns dos outros (Raad e Salvador, 2018).



Figura 4: Abdução dos dedos da mão (Raad e Salvador, 2018).

A pronação e supinação são movimentos considerados especiais, pois são restritos ao antebraço. Quando ocorre pronação, a palma da mão fica virada no sentido contrário à posição anatômica, ocorrendo uma rotação no eixo longitudinal, como mostra a figura 5. Portanto, caso o cotovelo esteja flexionado e tenha ocorrido um movimento de pronação, a palma da mão ficará virada para o sentido inferior. Na supinação, a palma da mão tem o sentido contrário ao movimento de pronação. Um excelente exemplo que retrata esta situação é dado por um ser humano a segurar um prato. Enquanto o sujeito segura o prato, o antebraço está em supinação, posteriormente quando chega o momento de esvaziar o prato, o antebraço realiza o movimento de pronação, de maneira a que este se encontre virado para o sentido inferior (Raad e Salvador, 2018).

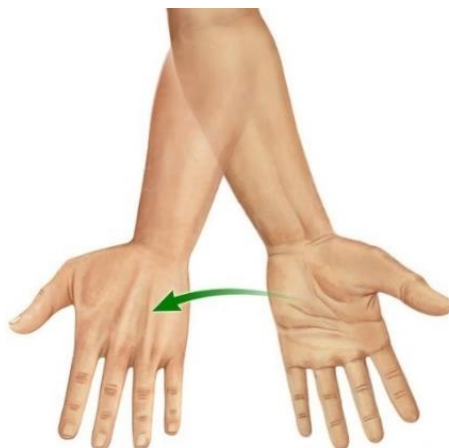


Figura 5: Pronação do antebraço (Raad e Salvador, 2018).

Os movimentos de desvio radial e cubital são promovidos por uma única zona do corpo, nomeadamente a articulação do pulso. Existe um desvio radial quando o movimento do pulso se dá em direção ao polegar (figura 6), caso contrário, estamos perante um movimento cubital. Como o ângulo entre a mão e o antebraço é reduzido, o desvio pode ser também apelidado de flexão radial ou cubital (Raad e Salvador, 2018).

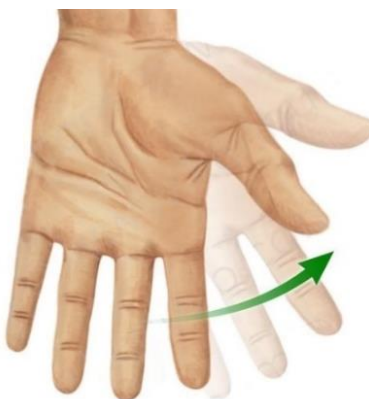


Figura 6: Desvio radial do pulso (Raad e Salvador, 2018).

Os movimentos de oposição e reposição são restritos aos dedos das mãos, e protagonizam a preensão semelhante a uma pinça. Salientando, em certas situações em que se estala os dedos ou quando se espalha sal com as pontas dos dedos, o movimento caracteriza-se pelo contacto das pontas dos dedos. Anatomicamente, a oposição envolve tocar a ponta de um dos dedos com a ponta do polegar da mesma mão, como ilustrado na figura 7, enquanto a reposição é o oposto, consiste em separar a ponta dos dedos (Raad e Salvador, 2018).



Figura 7: Oposição do polegar (Raad e Salvador, 2018).

A circundução é um tipo especial de movimento, que representa a combinação dos outros movimentos mencionados anteriormente. Este movimento normalmente inicia-se com flexão, seguida de abdução, extensão, e por fim, adução. Este conjunto de movimentos realizados sequencialmente, com uma velocidade e aceleração apropriadas promove um movimento circular. Poder-se-á afirmar que uma parte do corpo capaz de realizar flexão/extensão e abdução/adução poderá então realizar circundução, representada na figura 8 (Raad e Salvador, 2018).

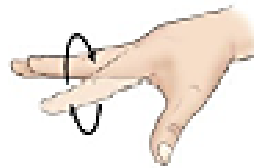


Figura 8: Circundução dos dedos da mão (Raad e Salvador, 2018).

A hiperextensão e hiperflexão, como o nome indica, são movimentos extremamente semelhantes aos movimentos de flexão e extensão, contudo estes quando realizados ultrapassam a amplitude aceitável, denominando-se assim de hiperextensão ou hiperflexão (figura 9) (Raad e Salvador, 2018).

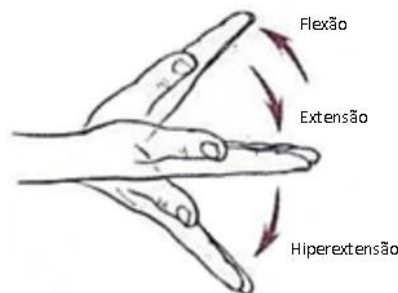


Figura 9: Hiperextensão da mão (Anatomia papel e caneta, 2016).

Concluindo, para o dimensionamento de uma prótese transradial é necessário ter em consideração os seguintes movimentos:

- Flexão e extensão do pulso;
- Flexão e extensão dos dedos da mão;
- Abdução e adução dos dedos da mão;
- Abdução e adução do polegar (independente dos outros dedos da mão);
- Pronação e supinação;
- Desvio radial e cubital do pulso;
- Oposição e reposição do polegar;
- Circundução;
- Hiperflexão e hiperextensão do pulso.

### **2.3 Ossos do antebraço e da mão**

A grande maioria da população está familiarizada com o esqueleto como sendo um conjunto de ossos que dá suporte ao corpo. Porém, além dos ossos, o sistema esquelético é constituído por um tecido conjuntivo, cartilagens, tendões e ligamentos. Assim sendo, este sistema é na realidade um tecido vivo e dinâmico capaz de crescer e de se adaptar a forças e pressões variáveis além de conseguir restaurar-se a si próprio após ferimentos. Portanto, é possível afirmar que o sistema esquelético possibilita funções de suporte, proteção e de movimentos do corpo (Stephens e Tate, 1993).

O osso é um elemento rígido e forte, sendo este o constituinte chave para suportar pesos. Além disto, também protege os órgãos, como por exemplo o crânio que protege o cérebro, e a caixa torácica que protege o coração, pulmões, entre outros. Além destas capacidades, permite também movimentos, pois os músculos inserem-se nos ossos através de tendões, contraindo-se e movendo os ossos (Stephens e Tate, 1993).

Posto isto, nesta secção apenas são abordados os ossos do antebraço e da mão. Porém, os restantes elementos do sistema esquelético, bem como as articulações, são alvo de estudo nas seguintes secções.

O primeiro elemento a ser apresentado é o antebraço. Este é constituído por dois ossos, o rádio e o cúbito, como mostra a figura 10. O rádio é o osso lateral do antebraço e é mais curto que o cúbito. A sua extremidade proximal consiste numa cabeça cilíndrica pequena, sendo a face superior lisa e côncava. O corpo do rádio possui uma convexidade lateral e aumenta progressivamente de tamanho no sentido distal. Ao efetuar um corte transversal

na extremidade distal do rádio, a secção apresentada é essencialmente retangular (Moore, 2001).

O cúbito é o osso medial e mais longo do antebraço. A sua extremidade proximal é de grande dimensão e é designada de olecrânio, sendo este o responsável pela proeminência no cotovelo. O corpo do cúbito é de grande espessura e cilíndrico proximalmente, no entanto vai diminuindo ao longo do sentido distal. Na extremidade distal possui uma cabeça arredondada de pequena dimensão (Moore, 2001).

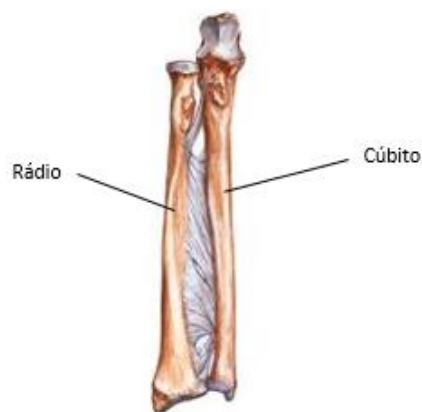


Figura 10: Ossos do antebraço (Netter, 2006).

Numa das extremidades do antebraço encontra-se a mão. Esta é constituída por 27 ossos interligados por numerosas articulações, sendo que numa versão mais simplista, esta pode ser dividida em três partes principais (Moore, 2001):

- Pulso;
- Palma;
- Dedos.

Analisando ao pormenor cada constituinte da mão, verifica-se que o pulso é constituído por oito ossos pequenos que promovem a flexibilidade e permitem a ligação do antebraço à mão. A análise desta região divide-se em duas fileiras, a fileira proximal e a fileira distal. A fileira proximal é constituída pelo escafoíde (A), semilunar (B), piramidal (C) e pisiforme (D). Por sua vez, a fileira distal é composta pelo trapézio (E), trapezóide (F), capitato (G) e hamato (H) ou unciforme (H), como é possível observar pela figura 11 (Moore, 2001).

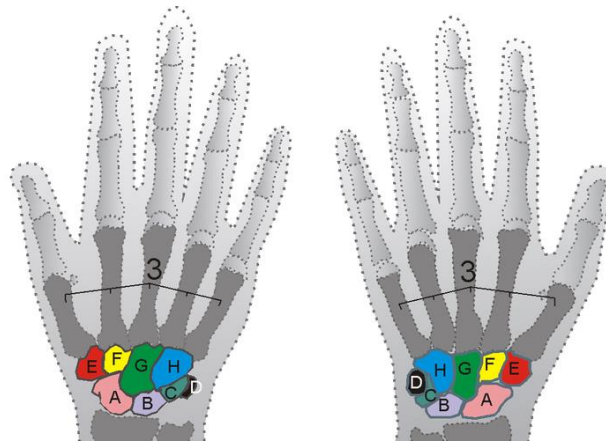


Figura 11: Ossos do pulso e do metacarpo (A – Escafóide, B – Semilunar, C – Piramidal, D – Pisiforme, E – Trapézio, F – Trapezóide, G – Capitato, H – Hamato) (Lynda, 2005).

A palma ou metacarpo é a parte intermediária do esqueleto da mão que se localiza entre o carpo e as falanges, representado na figura 11 pelo número 3. Esta é composta por 5 ossos metacarpais, cada um formado por um corpo e duas extremidades. As extremidades distais são denominadas de cabeças e as extremidades proximais de base. Estes ossos não possuem um nome em específico, apenas são denominados numericamente de 1 a 5, sendo o polegar o 1º osso metacarpal e o dedo mínimo o 5º osso metacarpal (Moore, 2001).

Para finalizar, é de salientar as falanges, constituintes dos dedos, ilustrados na figura 12. Estes ossos podem ser divididos em 3 grupos (Moore, 2001):

- Falange proximal;
- Falange média;
- Falange distal.

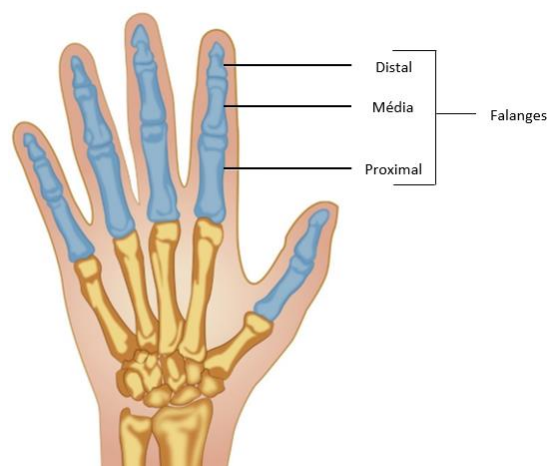


Figura 12: Ossos dos dedos da mão (Agarwal, 2018).

## 2.4 Articulações da mão

A articulação é definida como o local onde dois ossos ou mais se unem. Estas são habitualmente consideradas móveis, mas nem sempre é o caso, isto é, em casos mais pontuais podem apenas permitir movimentos limitados e outras podem ser consideradas imóveis. Assim sendo, a estrutura de uma determinada articulação relaciona-se com o número de graus de liberdade que esta promove e o tipo de movimento (Stephens e Tate, 1993).

Explicitando, a nossa capacidade de movimento advém dos músculos que puxam os ossos, mas o movimento exigido ao esqueleto não se pode realizar caso não exista uma articulação entre ossos que permita o movimento relativo entre estes. Mais concretamente, as articulações móveis são regiões do corpo onde os ossos deslizam uns sobre os outros.

Como já referido anteriormente, a dissertação em questão dimensiona uma prótese transradial, portanto esta tem como objetivo substituir as articulações da mão e do pulso. Desta forma, as articulações relevantes para este projeto são as seguintes (Putz e Pabst, 1994):

- Articulações interfalângicas distais;
- Articulações interfalângicas proximais;
- Articulações metacarpofalângicas;
- Articulações carpometacárpicas 2-5;
- Articulação carpometacárpica do polegar;
- Articulação mediocarpal;
- Articulação radiocarpal;
- Articulação radiocubital distal.

É necessário referir que todas estas articulações são sinoviais, ou seja, são o tipo de articulações com maior mobilidade, revestidas por cartilagem e possuem líquido sinovial que ajuda na proteção, nutrição e lubrificação.

As articulações interfalângicas são articulações em roldana ou trocleartroses, conforme está representado na figura 13, que apenas permitem movimentos limitados de rotação em um eixo. Estas possibilitam que os dedos da mão realizem os movimentos de flexão e extensão (Stephens e Tate, 1993).



Figura 13: Articulação em roldana (Stephens & Tate, 1993).

As articulações metacarpofalângicas são articulações esféricas ou enartroses que permitem um amplo leque de movimentos de rotação em quase todas as direções, como mostra a figura 14. Estas articulações, além de possibilitarem movimentos de flexão e extensão, promovem também movimentos adução e abdução (Stephens e Tate, 1993).



Figura 14: Articulação esférica (Stephens & Tate, 1993).

Nas articulações carpometacárpicas foi necessário uma diferenciação dos restantes dedos em relação ao polegar, devido a este último possuir um maior número de graus de liberdade, possuindo assim consequentemente um tipo de articulação diferente. Esclarecendo, a articulação carpometacárpica do polegar é uma articulação em sela ou epifartrose, como mostra a figura 15, que consiste em duas superfícies articulares em forma de sela orientadas num ângulo de  $90^\circ$  de modo as superfícies se complementarem, conseguindo assim gerar movimentos biaxiais. Por outro lado, as articulações carpometacárpicas dos restantes dedos são constituídas por articulações planas ou artrodias (figura 16), que consiste em duas superfícies lisas opostas e de tamanhos semelhantes, realizando movimentos muito limitados. O movimento de oposição e reposição é realizado graças à articulação

carpometacárpica do polegar, bem como o movimento de adução e abdução (Stephens e Tate, 1993).



Figura 15: Articulação em sela (Stephens & Tate, 1993).



Figura 16: Articulação plana (Stephens & Tate, 1993).

A articulação mediocarpal é uma articulação em roldana, podendo assim proporcionar os movimentos de flexão e extensão do pulso. Por outro lado, a articulação radiocarpal é uma articulação do tipo elíptica ou condilartrose, apresentada na figura 17. Esta assemelha-se ao tipo de articulação esférica, mas modificada, isto é, as superfícies assumem a forma de uma elipse ao invés de uma secção esférica. Esta articulação radiocarpal é responsável pelo desvio radial ou cubital do pulso (Stephens e Tate, 1993).



Figura 17: Articulação elíptica (Stephens & Tate, 1993).

Para finalizar, é abordada a articulação radiocubital distal, um tipo de articulação cilíndrica ou trocartroses representada na figura 18, que oferece movimentos de rotação em torno de um único eixo, contribuindo assim para o movimento de pronação e supinação (Stephens e Tate, 1993).



Figura 18: Articulação cilíndrica (Stephens & Tate, 1993).

Para facilitar a identificação e localização de todas as articulações enumeradas anteriormente, é apresentada a figura 19.

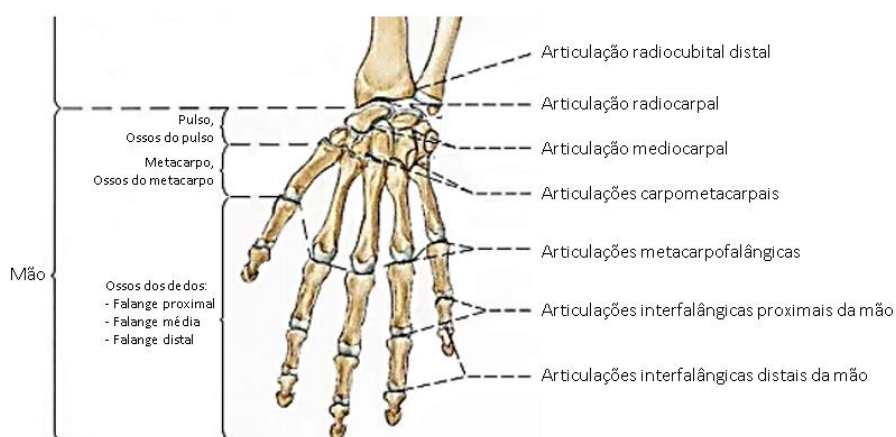


Figura 19: Articulações da mão e do pulso (Putz e Pabst, 1994).

## 2.5 Ligamentos e tendões da mão

Após apresentados os ossos e as articulações, de seguida são abordados os restantes elementos do sistema esquelético, nomeadamente os tendões e os ligamentos.

Os tendões permitem inserir (fixar) os músculos nos ossos e os ligamentos servem para fixar os ossos uns aos outros. Ambos são constituídos por tecido conjuntivo denso regular (tecido tendinoso), um subgrupo que advém da classificação do tecido conjuntivo, composto essencialmente por agregados de fibras de colagénio densamente compactadas. Os tendões e os ligamentos são mais fortes se possuírem a mesma direção que a orientação das fibras de colagénio. Uma vez que o colagénio é uma proteína branca, a maior parte dos tendões e ligamentos são brancos. Por vezes, alguns ligamentos contêm também elastina, uma

proteína também bastante comum com características elásticas, o que lhes confere uma aparência ligeiramente amarelada (Stephens & Tate, 1993).

Após consolidados todos os conhecimentos em relação aos constituintes e respectivas funções de cada elemento da mão e do antebraço, é apresentada a figura 20 que facilita a compreensão sobre a interligação entre todos os elementos.



Figura 20: Anatomia do dedo (Putz e Pabst, 2000).

## 2.6 Músculos do membro superior

O tecido muscular é altamente especializado de modo a permitir várias funções, sendo a função principal a contração. Existem três tipos de tecido muscular (Moore, 2001):

- Esquelético;
- Liso;
- Cardíaco.

Os músculos esqueléticos movem o tronco e os membros, enquanto que os músculos lisos deslocam os alimentos ao longo do tubo digestivo e secreções glandulares através dos canais. E por fim, os músculos cardíacos bombeiam o sangue para os vasos. Devido ao tema da dissertação, são apenas alvo de estudo os músculos esqueléticos, pois são os que promovem movimento do corpo.

Se não fossem os músculos esqueléticos, não conseguiríamos executar os movimentos mais básicos essenciais ao funcionamento do corpo humano, não seríamos capazes de nos sentar ou pôr em pé, pois até para nos mantermos nestas duas posições os músculos contraem-se

constantemente de maneira a mantermos a postura. Desta forma, a inexistência de um sistema muscular não permitiria a produção de qualquer movimento do corpo.

A maior parte dos músculos esqueléticos estende-se de um osso para o outro e passa pelo menos por uma articulação. A contração muscular provoca o movimento, puxando um dos ossos na direção do outro por cima de uma articulação móvel. Como já referido anteriormente, os músculos inserem-se nos ossos e noutros tecidos conjuntivos através dos tendões, sendo por esta razão que se denominam por “músculos esqueléticos”. A descrição de um músculo deve ser iniciada pela sua inserção de origem, normalmente a extremidade do músculo que está inserido no osso mais fixo (proximal) dos dois ossos e a sua inserção terminal encontra-se na extremidade do músculo que está inserida no osso que sofre mais movimento (distal). A porção mais larga do músculo, entre a inserção de origem e a inserção terminal, é o corpo ou ventre. É de realçar que alguns músculos podem ter várias inserções de origem e apenas uma inserção terminal (Stephens e Tate, 1993).

A maior parte dos músculos funciona como elementos de um grupo que desempenha certos movimentos específicos. Porém, grande parte dos músculos são elementos de mais de um grupo, consoante o tipo de movimentos considerados, ou seja, para o mesmo músculo, este pode ser capaz de originar um ou mais movimentos. A grande maioria dos movimentos resultam da ação conjunta de vários músculos, que se designam por músculos agonistas. Por outro lado, os músculos que trabalham em oposição a estes músculos, movendo uma estrutura na direção oposta, são antagonistas (Stephens e Tate, 1993).

Antes de referir quais os músculos e respetivos movimentos que estes produzem no antebraço e na mão, na área de anatomia é realizada uma comparação entre a contração muscular e uma alavanca, sendo que posteriormente é classificada em três classes de alavancas. Esta analogia poderá ser bastante útil nos cálculos realizados para o dimensionamento da prótese.

Quando os músculos se contraem, é gerada uma força ( $P$ ) desta contração muscular, sendo que este fenómeno pode ser explicado pelo mecanismo de uma alavanca. Uma alavanca é um eixo rígido capaz de rodar em torno de um ponto chamado fulcro ( $F$ ) e de transferir a força aplicada num ponto ao longo da alavanca para uma resistência ou peso ( $W$ ), colocado em qualquer outro ponto ao longo da alavanca. Especificando, a articulação funciona como fulcro, os ossos como alavancas e os músculos proporcionam a força que move as alavancas. A partir das posições relativas das forças, fulcros e resistências definem-se três classes de alavancas, sendo estas enunciadas a seguir.

Num sistema de alavancas de classe I, o fulcro localiza-se entre a potência (ou força) e o peso (ou resistência) que se opõe. Um exemplo desta classe de alavancas é o balanço para crianças, em que o fulcro se situa no meio da tábua e as duas crianças se sentam na ponta. No entanto, este sistema é muito limitado quanto à quantidade de peso e à elevação. A figura 21 apresenta a alavanca de classe I (Stephens e Tate, 1993).

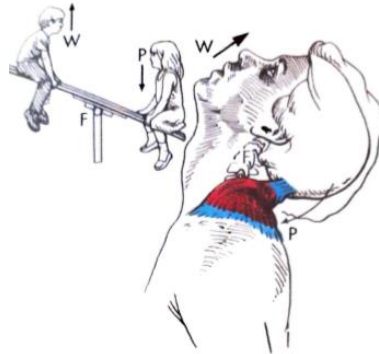


Figura 21: Alavancas de classe I (Stephens e Tate, 1993).

Num sistema de alavancas de classe II, a resistência encontra-se entre o fulcro e a força, como é possível observar-se pela figura 22. Uma pessoa a transportar um carrinho de mão é um exemplo desta classe de alavancas. Explicitando, a roda corresponde ao fulcro, as mãos nas pegas correspondem à força e a carga à resistência. Com este sistema, pode levantar-se uma quantidade de peso considerável, mas por norma não é possível elevar a uma grande distância (Stephens e Tate, 1993).

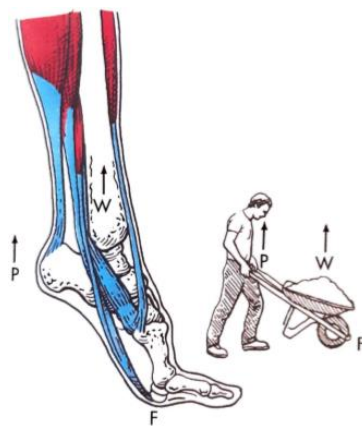


Figura 22: Alavancas de classe II (Stephens e Tate, 1993).

Num sistema de alavancas de classe III, a força localiza-se entre o fulcro e a resistência (figura 23). Um exemplo que retrata esta situação pode ser dado por uma pessoa a trabalhar com uma pá, em que uma mão se encontra na parte da pega (fulcro) enquanto que a outra mão realiza um movimento de prensão no meio da pá, sendo esta a que representa a força.

Este tipo de alavanca não permite erguer muito peso, mas permite levantá-lo numa maior distância (Stephens e Tate, 1993).

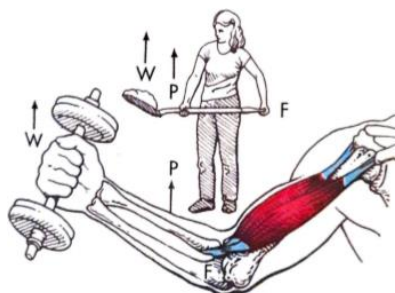


Figura 23: Alavancas de classe III (Stephens e Tate, 1993).

Após compreender do ponto de vista mecânico o funcionamento dos músculos, as tabelas 1 e 2 apresentam quais os músculos e respectivos movimentos que estes produzem.

Tabela 1: Músculos do antebraço (Stephens & Tate, 1993).

Parte do corpo	Músculo	Nervo	Função
Antebraço anterior	Grande palmar	Mediano	Flexão e abdução do punho
	Cubital anterior	Cubital	Flexão e adução do punho
	Flexor comum profundo dos dedos	Cubital e mediano	Flexão dos dedos e punho
	Flexor comum superficial dos dedos	Mediano	Flexão dos dedos e punho
	Rádio	Mediano	Flexão do polegar e punho
	Pequeno palmar	Mediano	Flexão do punho

Tabela 1: Músculos do antebraço (Stephens & Tate, 1993) (continuação).

Parte do corpo	Músculo	Nervo	Função
Antebraço posterior	Longo abductor do polegar	Radial	Abdução e extensão do polegar; Abdução do punho
	Curto radial	Radial	Extensão e abdução do punho
	Longo radial	Radial	Extensão e abdução do punho
	Cubital posterior	Radial	Extensão e abdução do punho
	Extensor próprio do dedo mínimo	Radial	Extensão do dedo mínimo
	Extensor comum dos dedos	Radial	Extensão dos dedos e punho
	Extensor próprio do indicador	Radial	Extensão do indicador e punho
	Curto extensor do polegar	Radial	Extensão e abdução do polegar; Abdução do punho
	Longo extensor do polegar	Radial	Extensão do polegar

Tabela 2: Músculo intrínsecos da mão (Stephens & Tate, 1993).

Parte do corpo	Músculo	Nervo	Função
Músculos palmares médios	Dorsais	Cubital	Abdução do segundo, terceiro e quarto dedos
	Palmares	Cubital	Adução do segundo, quarto e quinto dedo
	Lumbricóides	Mediano e Cubital	Flexão de falanges proximais e extensão das falanges média e distal

Tabela 2: Músculo intrínsecos da mão (Stephens & Tate, 1993) (continuação).

Parte do corpo	Músculo	Nervo	Função
Músculos thenares	Curto abductor do polegar	Mediano	Abdução do polegar
	Adutor do polegar	Cubital	Adução do polegar
	Curto flexor do polegar	Mediano e cubital	Flexão do polegar
	Oponente do polegar	Mediano	Oponência do polegar
Músculos hipotenares	Abductor do dedo mínimo	Cubital	Abdução e flexão do dedo mínimo
	Curto flexor do dedo mínimo	Cubital	Flexão do dedo mínimo
	Oponente do dedo mínimo	Cubital	Oponência do dedo mínimo

## 2.7 Potenciais de ação

Existem diferenças significativas entre os seres humanos e os computadores, contudo um aspeto comum entre ambos consiste na dependência de sinais elétricos para tarefas de comunicação e processamento de informação. As células manifestam vários impulsos elétricos que influenciam drasticamente a forma como o corpo funciona. Por exemplo, os estímulos que têm origem nas células especializadas do olho, ouvido, boca e pele são concebidos no sentido de produzir sinais elétricos designados de potenciais de ação, que são conduzidos dessas células para a medula espinhal e encéfalo. No encéfalo, os potenciais de ação são interpretados e causam a sensação de visão, som, sabor e toque. Por outro lado, os potenciais de ação com origem no encéfalo e medula espinhal são conduzidos aos músculos de maneira a permitir o movimento do corpo humano. Por isso, os sinais elétricos são um meio importante pelo qual as células transferem informações de umas para as outras, e a interpretação de sinais elétricos influencia a capacidade de várias ações como recordar, pensar e agir (Stephens e Tate, 1993).

Entre o exterior e interior de praticamente todas as células verifica-se a existência de uma diferença de potencial. A diferença de potencial transmembranar das fibras dos músculos esqueléticos e das células nervosas é de -70 mV a -90 mV. Esta diferença de potencial é designada de potencial de membrana em repouso ou simplesmente potencial de repouso. O potencial de repouso existe quando as células se encontram em estado de não estimulação ou de repouso. Existem dois termos relevantes que caracterizam o fenómeno de potencial

de ação, nomeadamente, despolarização e hiperpolarização. A despolarização significa que a diferença de potencial transmembranar diminui, em alternativa, a hiperpolarização designa-se por uma diferença de potencial que tende a aumentar através da membrana celular (Stephens e Tate, 1993).

Um estímulo aplicado num determinado ponto de uma célula produz normalmente uma despolarização mencionada de potencial local, e que se confina a uma pequena região da membrana celular. Nos potenciais locais, a sua amplitude é diretamente proporcional à intensidade do estímulo. Assim sendo, um estímulo fraco produz uma despolarização pequena e um estímulo mais forte produz uma despolarização maior. Dois potenciais locais podem adicionar-se, isto é, se for aplicado um segundo estímulo antes do primeiro potencial local produzido ter voltado ao potencial de repouso, conseqüentemente ocorre uma despolarização maior do que a que seria produzida por um único estímulo. Os potenciais locais propagam-se de maneira decrescente ao longo da membrana celular, ou seja, os potenciais locais diminuem rapidamente de amplitude à medida que se espalham à superfície da membrana. Desta forma, um potencial local não consegue transmitir informação a longas distâncias, de uma área do corpo para a outra (Stephens e Tate, 1993).

Quando um potencial local provoca a despolarização da membrana celular atingindo um nível que se designa limiar (entre -55 mV a -65 mV), ocorre uma série de alterações de permeabilidade que resultam num potencial de ação. Este fenómeno origina uma grande alteração no potencial da membrana e que se propaga, sem alteração na amplitude por toda a membrana celular. Se o potencial local provocar hiperpolarização não se produz potencial de ação, porque o limiar do potencial de ação não é atingido. Os potenciais de ação ocorrem com lei do tudo ou nada. Para compreender esta lei é necessário ter em conta que quando uma despolarização atinge o limiar, todas as alterações da permeabilidade responsáveis por um potencial de ação prosseguem sem parar e que são de amplitude constante, daí o termo tudo. Se o potencial local não atingir o limiar, ocorre poucas alterações da permeabilidade e o potencial de membrana regressa ao seu nível de repouso após um breve período de tempo sem produzir um potencial de ação, resultando o termo nada. O potencial de ação tem uma fase de despolarização em que o potencial de membrana se afasta do potencial de repouso e se torna mais positivo, e uma fase de repolarização, em que o potencial de membrana regressa ao estado de repouso e se torna mais negativo, como mostra a figura 24. Após a fase de repolarização, a membrana pode ficar ligeiramente hiperpolarizada durante um curto período que se chama pós-potencial ou, preferivelmente, potencial tardio (Stephens e Tate, 1993).

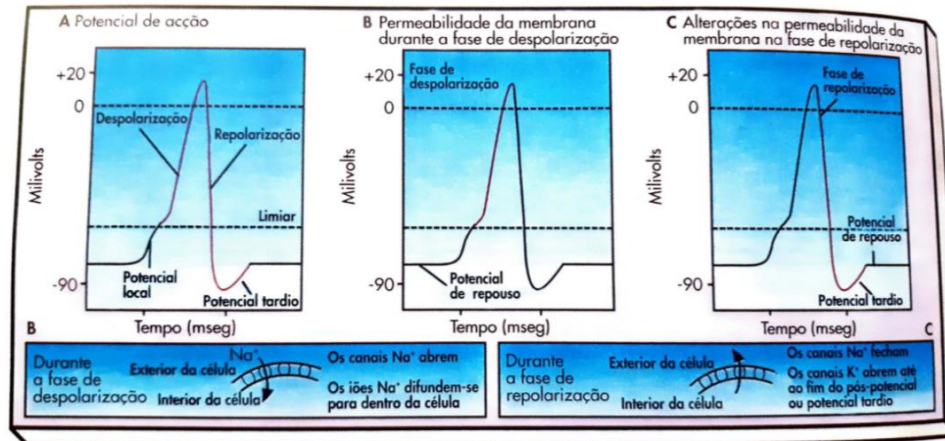


Figura 24: Alterações da permeabilidade durante o potencial de ação (Stephens e Tate, 1993).

## 2.8 Efeito dos potenciais de ação nos músculos esqueléticos

Ao longo das secções anteriores, foi possível demonstrar qual a contribuição de cada constituinte do corpo humano para a realização dos seus movimentos. Num encadeamento lógico, os ossos são os elementos movidos em relação aos músculos, pois são os músculos que impõe o movimento ao nosso corpo. Contudo, é necessário a existência de algum fator que tenha controlo sobre os nossos músculos, sendo este o tema desta secção.

Os músculos têm quatro características fundamentais (Stephens e Tate, 1993):

- Contractilidade;
- Excitabilidade;
- Extensibilidade;
- Elasticidade.

Fazendo uma breve descrição de cada característica, a contractilidade designa a capacidade que o músculo tem de se contrair. A excitabilidade refere-se à resposta do músculo à estimulação pelos nervos, tornando possível ao sistema nervoso regular a atividade muscular. A extensibilidade consiste no estiramento do músculo maior que o comprimento normal. Por fim, a elasticidade significa que, se os músculos forem estirados, posteriormente serão capazes de retornar ao seu comprimento em repouso (Stephens e Tate, 1993).

Em relação à estrutura dos músculos esqueléticos, estes são compostos por fibras musculares associadas a pequenas quantidades de tecido conjuntivo, vasos sanguíneos e nervos, que são os elementos essenciais no controlo da estrutura muscular. Portanto, um músculo esquelético contrai-se em respostas a estímulos eletroquímicos, sendo as células

nervosas as que regulam a força e velocidade das fibras musculares. Os potenciais de ação do músculo esquelético desencadeiam então nas fibras musculares uma série de acontecimentos que resultam no processo mecânico da contração muscular (Stephens e Tate, 1993).

Os neurónios motores são células nervosas que propagam os potenciais de ação às fibras musculares a uma velocidade relativamente elevada. Quando os axónios atingem o nível do perimísio, ramificam-se repetidamente e cada ramo projeta-se para uma fibra muscular, formando uma junção ou sinapse neuromuscular. Assim, cada fibra muscular recebe um ramo de um axónio, e cada axónio inerva mais de uma fibra muscular. O mecanismo pelo qual um potencial de ação leva à contração da fibra muscular é designado de acoplamento excitação contração. Os seguintes fenómenos podem ser visualizados nas imagens 25 e 26 (Stephens e Tate, 1993).

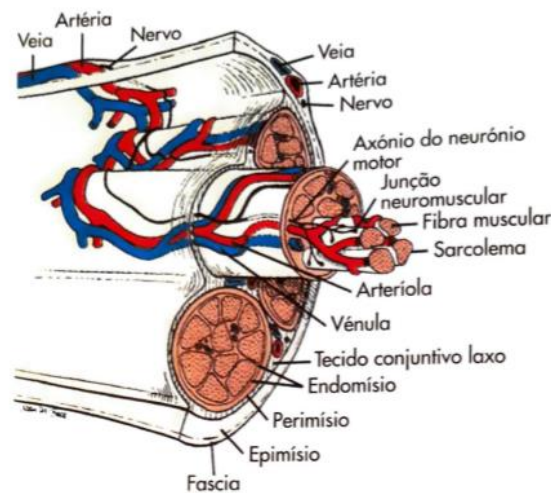


Figura 25: Anatomia de um músculo (Stephens e Tate, 1993).

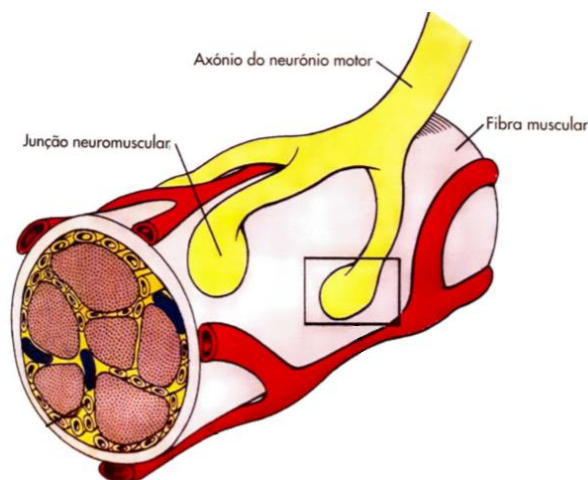


Figura 26: Fibra muscular (Stephens e Tate, 1993).

Posto isto, uma contração muscular não é mais do que o encurtamento de um músculo em resposta a um estímulo, causada por um potencial de ação em uma ou mais fibras musculares. Na figura 27 está ilustrado uma hipotética contração de uma única fibra muscular em resposta a um único potencial de ação. O período de tempo entre a aplicação do estímulo ao neurónio motor e o início da contração é a fase de latência ou de demora. O tempo durante o qual ocorre a contração é a fase de encurtamento e o tempo durante o qual ocorre o relaxamento é a fase de relaxação. Fundamentalmente, o potencial de ação é um fenómeno elétrico, mas a contração é um fenómeno mecânico. Portanto, o potencial de ação completa-se em menos de 2 milissegundos, enquanto que a contração muscular se mede como uma força, sendo que esta se correlaciona com a tensão, e se traduz na massa levantada ou na distância de encurtamento muscular, podendo chegar a necessitar de 1 segundo para ocorrer (Stephens e Tate, 1993).

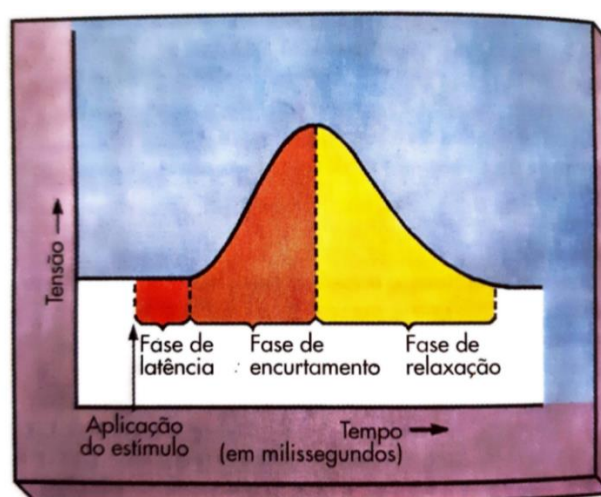


Figura 27: Gráfico de Tensão versus Tempo de uma hipotética contração de uma única fibra muscular em resposta a um único potencial de ação (Stephens e Tate, 1993).

Além do tempo e das respetivas fases que podem ocorrer desde a aplicação do estímulo até ao relaxamento do músculo, existe um fator bastante importante que é a intensidade do estímulo e o impacto que este irá ter na conseqüente contração muscular. Explicitando, à semelhança da lei aplicada aos potenciais de ação, existe uma lei designada de lei do tudo ou nada da contração muscular e que pode ser explicada com base na produção dos potenciais de ação na fibra muscular esquelética. Quando se aplica na membrana da célula muscular um estímulo crescente de baixa força (tensão), podem acontecer as seguintes situações (Stephens e Tate, 1993):

- Um estímulo sublimiar não produz um potencial de ação, não ocorrendo contração muscular.

- Um estímulo limiar produz um potencial de ação, resultando na contração da célula muscular.
- Um estímulo supralimiar produz um potencial de ação da mesma amplitude que o estímulo limiar e por isso produz uma contração idêntica.

Desta forma, numa dada situação, uma vez gerado um potencial de ação, a fibra muscular esquelética contrai-se de modo a produzir força constante. Se houver alterações nas condições internas, é possível que também se altere a força da contração. Por exemplo, se existirem alterações nas reações químicas da membrana da célula ou se existir fadiga muscular, pode levar a uma menor força de contração. As fibras musculares esqueléticas dispõem-se no músculo esquelético em unidades motoras, como é possível observar-se pela figura 28, em que cada uma consiste num único neurónio motor e nas fibras musculares que ele inerva. Da mesma maneira das fibras musculares isoladas, as unidades motoras respondem segundo a lei do tudo ou nada. Todas as fibras musculares de uma unidade motora contraem-se para produzir uma força constante em resposta a um estímulo limiar porque o potencial de ação de um neurónio inicia potenciais de ação em todas as fibras musculares que inerva (Stephens e Tate, 1993).

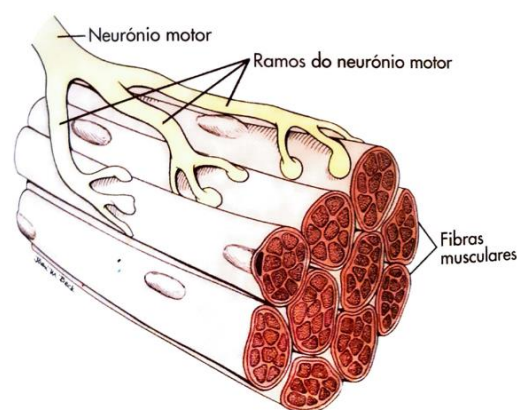


Figura 28: Unidades motoras (Stephens e Tate, 1993).

Ainda em relação à força que é imposta pela contração muscular, é necessário ter em atenção certos aspetos. Os músculos no seu todo exibem características diferentes e mais complexas do que as fibras musculares isoladas ou unidades motoras. Os músculos compõem-se de muitas unidades motoras, sendo os axónios as ramificações terminais do nervo periférico. Se forem aplicados ao nervo estímulos elétricos breves de força crescente, o músculo responde de uma forma mais variável do que a lei do tudo ou nada. Como já referido anteriormente, um estímulo sublimiar não é suficientemente forte para causar um potencial de ação em qualquer um dos axónios motores, não produzindo assim contração. À medida que o estímulo aumenta, pode acabar por se tornar um estímulo limiar, tornando-

se suficientemente forte para produzir um potencial de ação no axônio de um único neurônio motor, e todas as fibras musculares dessa unidade motora contraem-se. Estímulos progressivamente mais fortes, chamados estímulos submáximos, ativam unidades motoras adicionais. Todas as unidades motoras são ativadas por um estímulo máximo, valor em que um estímulo mais intenso, um estímulo supramáximo, não tem efeito adicional. À medida que a força muscular aumenta, entre o valor limiar e o valor máximo, são recrutadas mais unidades motoras, o que significa que o número de unidades motoras que respondem ao estímulo aumenta e a força de contração produzida pelo estímulo aumenta de forma contínua. Esta relação chama-se soma de múltiplas unidades motoras e pode ser visualizada na figura 29 (Stephens e Tate, 1993).

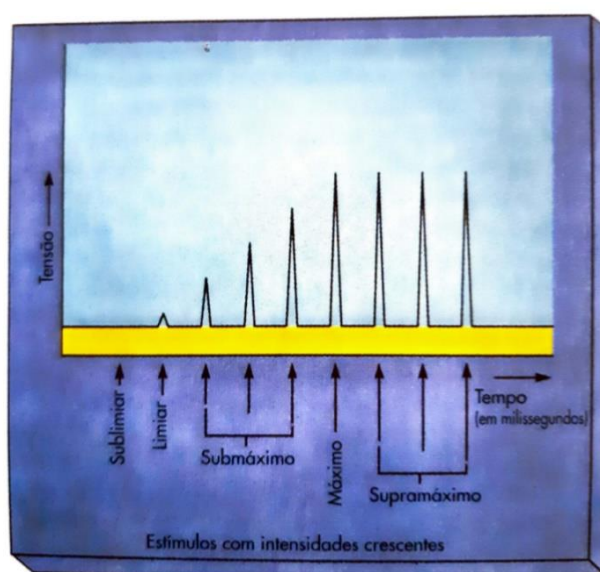


Figura 29: Soma de múltiplas unidades motoras (Stephens e Tate, 1993).

Portanto, o músculo no seu todo contrai-se com pouca ou muita força consoante o número de unidades motoras recrutadas. No entanto, cada unidade motora responde a potenciais de ação, produzindo contrações de igual amplitude. As unidades motoras de músculos diferentes nem sempre contêm o mesmo número de fibras musculares. Os músculos que desempenham gestos delicados e precisos têm unidades motoras com menos fibras motoras, enquanto que os músculos que executam contrações mais fortes, mas menos precisas possuem unidades motoras com muitas fibras musculares (Stephens e Tate, 1993).

Além das unidades motoras ativadas e do número de fibras musculares que constituem cada uma destas, ainda existe uma variável que pode afetar a força imposta pela contração, nomeadamente o comprimento do músculo no início da contração.

Esclarecendo, a tensão ativa traduz-se na força aplicada a um objeto a ser levantado quando um músculo se contrai. O comprimento inicial de um músculo tem uma forte influência na quantidade de tensão ativa que produz, ou seja, na força que produz, pois à medida que aumenta o comprimento de um músculo, a sua tensão ativa também aumenta, mas até um certo ponto. Se o músculo for estirado para além do comprimento ótimo (ideal), a tensão ativa que produz começa a entrar em declínio, como é possível observar pelas figuras 30 e 31. Este fenómeno está relacionado com o sarcómero constituído por miofilamentos de actina e miosina dispostos em unidades altamente organizadas. Se o músculo for estirado a ponto dos miofilamentos de actina e miosina no sarcómero não se sobreporem ou se sobreporem em pequena extensão, o músculo produz pouca tensão ativa quando estimulado, ou seja, produz pouca força. Por outro lado, se o músculo está estirado no seu comprimento ideal, existe uma sobreposição ótima dos miofilamentos de actina e miosina, e assim quando estimulado, ocorre uma contração máxima. Existe ainda, o termo tensão passiva que significa a tensão aplicada à carga quando o músculo está estirado, mas não estimulado. Este fenómeno é semelhante à força produzida se o músculo for substituído por um elástico. A tensão passiva existe porque o músculo e o seu tecido conjuntivo possuem alguma elasticidade. A soma da tensão passiva com a tensão ativa resulta na tensão total (Stephens e Tate, 1993).

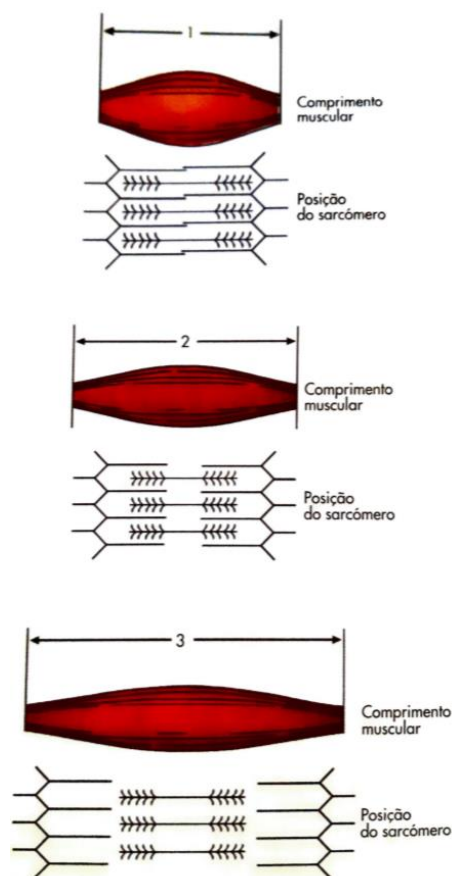


Figura 30: Comprimento muscular (Stephens e Tate, 1993).

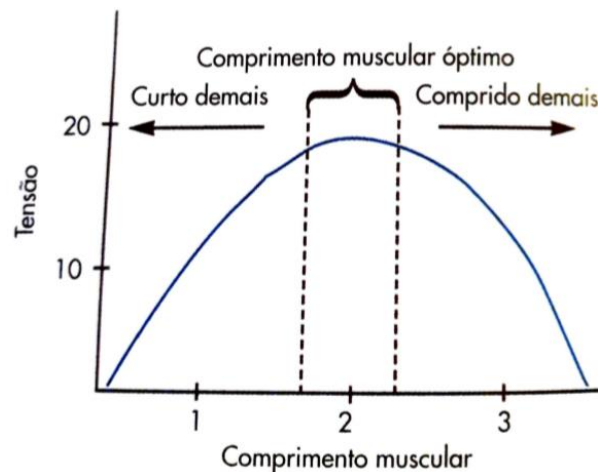


Figura 31: Gráfico de Tensão versus Comprimento muscular (Stephens e Tate, 1993).

Para finalizar, poder-se-á afirmar que inferir valores de força da contração muscular em função da tensão é algo complexo, isto porque, como foi possível observar, existem muitas variáveis que irão afetar este valor, sendo que a área de secção do músculo também tem importância na força originada.

## 2.9 Controlo motor do corpo humano

Para finalizar os temas em relação à anatomia, após apreendidos os conteúdos das secções anteriores, é apresentando o controlo motor do corpo humano. No ser humano, quase todos os comportamentos envolvem a função motora como caminhar, gesticular ou até mesmo conversar. Um simples movimento de estender a mão para pegar num copo de água pode ser uma tarefa motora complexa, pois o cérebro não só precisa de descobrir quais os músculos a acionar para direcionar a mão ao copo, mas também para estimar a força necessária para pegar o copo. Outros fatores como a quantidade de água no copo e de que material este é feito são também relevantes, pois também influenciarão os cálculos realizados no cérebro. Portanto, não é surpresa nenhuma que existam muitas regiões anatómicas adjacentes à função motora (Schwerin, 2013).

Assim sendo, nesta secção é realizada uma breve apresentação da anatomia e das funções do sistema nervoso de modo a compreender todo o processo que possibilita os movimentos realizados no corpo do ser humano.

Um ser humano não conseguia viver sem o sistema nervoso pois, este representa uma estrutura complexa que coordena as nossas ações, reflexos e sensações. De um modo geral, o sistema nervoso está organizado em duas partes principais, o sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP). Estas duas componentes do sistema nervoso

trabalham em sintonia todo o tempo para garantir o bom funcionamento do controlo motor do corpo humano (QBI, 2017).

O sistema nervoso central (SNC) do nosso corpo é constituído pelo encéfalo e pela medula espinhal. O cérebro é um constituinte do encéfalo e é uma estrutura localizada dentro do crânio e desempenha um papel fundamental em todas as ações realizadas no dia a dia. Uma curiosidade acerca do cérebro é que este não é totalmente liso, pelo contrário, é cheio de sulcos e dobras com o objetivo de aumentar a área da superfície conseguindo assim ter um maior número de neurónios, permitindo desta forma um maior processamento das habilidades cognitivas. Por outro lado, a medula espinhal é protegida pela coluna vertebral, estando também envolvida pelas membranas protetoras, as meninges. Para garantir total segurança, existe ainda um terceiro nível de proteção, o líquido cefalorraquidiano, que serve de amortecedor e limita o impacto entre o cérebro e o crânio e entre a medula espinhal e a coluna vertebral (Hines, 2018).

O sistema nervoso central em relação à constituição das suas substâncias pode ser dividido em duas partes, substância cinzenta e substância branca. A substância cinzenta consiste no conjunto de corpos celulares neurais que apresentam esta cor devido à ausência de mielina, uma substância isolante branca e gordurosa. Contudo, devido ao abundante suprimento sanguíneo neste tecido, a cor tende a ser mais rosa do que propriamente cinzento. No cérebro a massa cinzenta encontra-se principalmente nas camadas externas, enquanto que na medula espinhal esta encontra-se no núcleo, sendo que se for realizado um corte transversal esta apresenta a forma de uma “borboleta”. Já por sua vez, a substância branca compreende as áreas do SNC que são constituídas maioritariamente por axónios, longos cordões de neurónios que permitem a propagação dos impulsos nervosos. Neste caso, a maioria dos axónios são revestidos por mielina, que ajuda os impulsos nervosos a viajarem de maneira mais rápida (QBI, 2017).

Após apresentado o sistema nervoso central, é necessário dar a conhecer qual a participação do cérebro e da medula espinhal na atividade motora.

Quando é abordada a anatomia do cérebro, torna-se necessário falar acerca do córtex cerebral. Embora os dois termos sejam frequentemente usados de forma intercambiável, estes são bem distintos. O córtex cerebral é dividido estruturalmente em áreas menores através dos sulcos e da sua organização celular (Hines, 2018). Devido à sua irrelevância para o projeto e extensividade do tema, são apenas referenciados os lobos e córtices que têm mais impacto no tema da dissertação.

No lobo frontal estão localizados o córtex motor primário, córtex pré-motor e córtex motor suplementar, enquanto no lobo parietal está localizado o córtex parietal posterior (Hines, 2018).

Cada parte do corpo é representada no córtex motor primário, sendo que a quantidade de matéria cerebral dedicada à parte específica do corpo representa o nível de complexidade de controlo que o córtex motor primário tem sobre essa parte do corpo, como mostra a figura 32. Por exemplo, é necessário muito espaço cortical para controlar os movimentos complexos da mão e dos dedos, do que o tronco ou as pernas, cujos padrões musculares são relativamente simples (Schwerin, 2013).

Os sinais do córtex motor primário atravessam o plano sagital para ativar os músculos esqueléticos no lado oposto do corpo, o que significa que o hemisfério esquerdo do cérebro controla o lado direito do corpo e o hemisfério direito controla o lado esquerdo do corpo (Schwerin, 2013).

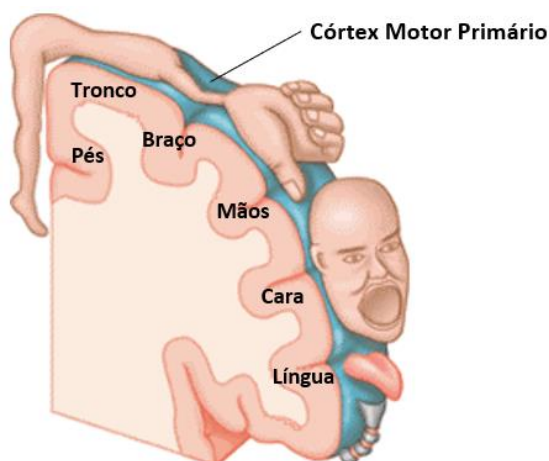


Figura 32: Córtex Motor Primário (Schwerin, 2013).

Os neurónios presentes nos córtices do lobo frontal dão origem aos impulsos nervosos para o trato corticospinal. O trato corticospinal é a única via direta que permite a passagem dos estímulos do córtex cerebral para a medula espinhal e é composto por mais de um milhão de fibras nervosas, sendo este o caminho principal para o controlo do movimento voluntário num ser humano, como é possível observar-se pela figura 33. Estes impulsos nervosos descem através do tronco cerebral onde a maioria cruza para o lado oposto do corpo, fenómeno já explicado anteriormente. Após o cruzamento, os impulsos nervosos continuam descendo pela medula espinhal, terminando nos níveis espinhais apropriados (Schwerin, 2013).

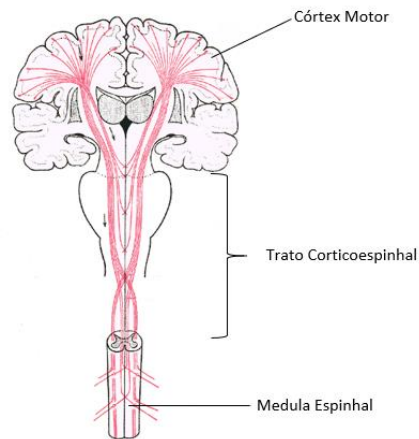


Figura 33: Trato Corticoespinal (Gray, 2009).

A medula espinhal consiste numa coluna de tecido nervoso firmemente compacta que se inicia no tronco cerebral e se estende através da coluna vertebral (figura 34). Esta transporta os sinais nervosos do cérebro para as outras partes do corpo, comandando os músculos que usamos para mover o corpo. Por outro lado, também recebe informações sensoriais deste mesmo, e transmite estas informações ao cérebro. Além de transmitir os impulsos nervosos dos neurónios motores e dos neurónios sensoriais, a medula espinhal fornece circuitos neurais separados, os interneurónios, que são responsáveis por conduzir os potenciais de ação (QBI, 2017).

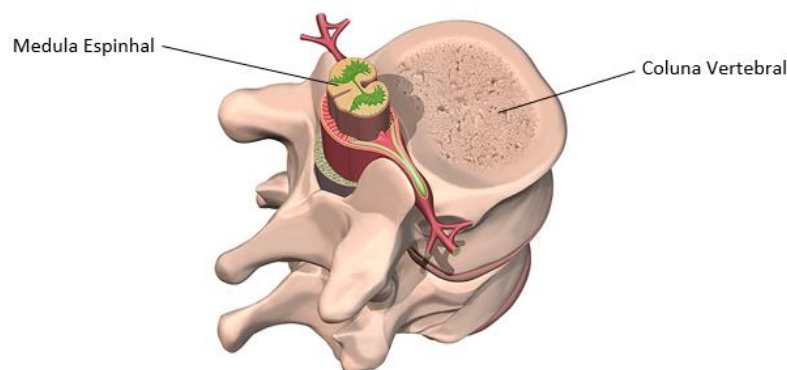


Figura 34: Medula Espinhal envolvida pela Coluna Vertebral (QBI, 2017).

Como referido anteriormente, a medula espinhal é protegida pela coluna vertebral constituída por vértebras, apresentando a massa cinzenta a forma de uma “borboleta” e podendo assim afirmar que esta possui 4 extremidades. Duas destas contêm neurónios motores que transportam as informações do cérebro para a medula espinhal e conseqüentemente para os músculos do corpo, proporcionando assim os movimentos. As duas extremidades restantes contêm neurónios sensoriais que transportam as informações

sensoriais, como o toque, dor, pressão, transmitindo do corpo para a medula espinhal e desta para o cérebro (QBI, 2017).

Após compreendido totalmente o sistema nervoso central, falta realçar os nervos presentes na medula espinhal. Esta apresenta duas fileiras de nervos espinhais, ou seja, grupos de axónios que emergem em ambos os lados da medula espinhal através das vértebras. Existem 31 pares de nervos, cada um representando um segmento da medula espinhal que ainda é dividida em cinco regiões. Os impulsos nervosos do córtex motor primário que são direcionados para as regiões das mãos terminam nos neurónios motores mais altos da coluna vertebral (níveis cervicais), enquanto que os impulsos nervosos das regiões das pernas terminam nos níveis mais baixos (lombar), como é possível observar-se na figura 35 (QBI, 2017).

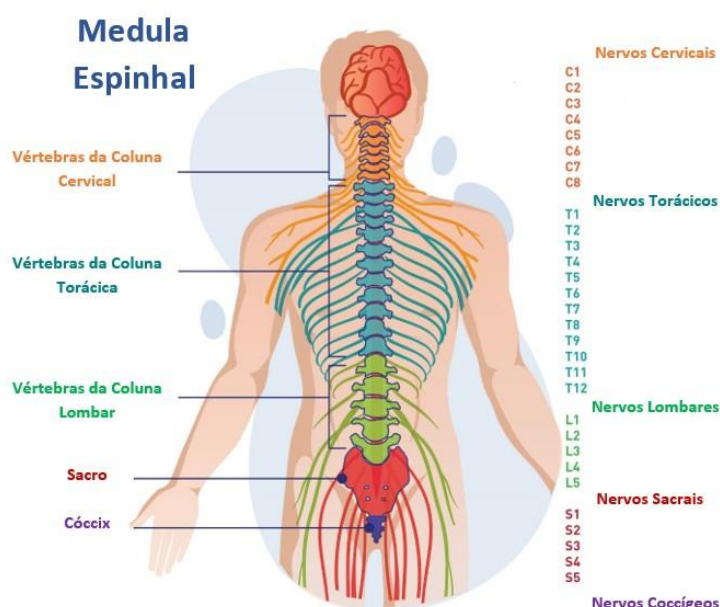


Figura 35: Nervos da Medula Espinhal (Compact Cath, 2019).

Contextualizando, o SNC inclui o cérebro e a medula espinhal, sendo que o SNP engloba os nervos externos ao cérebro e à medula espinhal. Ao contrário do SNC, em que os seus constituintes são protegidos por ossos como o crânio e a coluna vertebral, os nervos e células dos SNP não são cercados por ossos, sendo assim mais suscetíveis a traumas físicos. Por analogia, se considerarmos o sistema nervoso como uma rede elétrica, o SNC será a nossa fonte de energia, enquanto que o SNP representa a distribuição de energia elétrica, isto é, longos cabos que conectam a fonte de energia às cidades periféricas (músculos, glândulas e órgãos), podendo também enviar as informações de volta. Basicamente, os impulsos nervosos do cérebro e da medula espinhal são transmitidos para a periferia (SNP) pelos

neurónios motores, para indicar ao corpo para se mover ou realizar funções de repouso, como respirar. O SNP é também capaz de enviar as informações do estado do corpo ao cérebro, transmitindo informações através dos ditos neurónios sensoriais. Como no SNC, as unidades celulares básicas do SNP são os neurónios, cada um constituído por um axónio responsável por transmitir os impulsos elétricos aos demais neurónios. Os axónios dos SNP estão aglomerados e formam feixes designados de fibras, onde múltiplas fibras formam os nervos. Os nervos dos SNP são classificados com base nos tipos de neurónios que estes contêm, podem ser nervos aferentes ou sensoriais ou por nervos eferentes ou motores. Os nervos aferentes são os que contêm as informações para o SNC, por outro lado, os nervos eferentes contêm neurónios motores que transmitem os sinais originários do SNC para os órgãos ou músculos (QBI, 2017).

Resumindo, quando um neurónio emite um impulso nervoso, este liberta neurotransmissores, uma substância química que percorre uma pequena distância antes de atingir os outros neurónios, fazendo com que iões sejam levados de uma célula para a outra, alterando o potencial eléctrico. No fundo, os impulsos nervosos são sinais eléctricos que afetam os iões da membrana do neurónio, ou seja, ocorre um estímulo em algum ponto do neurónio e é transmitido através de mudanças bruscas da carga eléctrica, fenómeno já conhecido designado de potencial de ação. Em suma, o movimento do corpo humano é um processo bastante complexo concebido através do bom funcionamento de todos os elementos mencionados nesta secção e nas secções anteriores.

## **2.10 Sinais eletromiográficos**

A aplicação de uma prótese mioelétrica passa pela recolha e tratamento de dados provenientes das propriedades eléctricas dos músculos. Para tal, é necessário existir um meio que permita precisamente a sua recolha e posteriormente o tratamento de dados.

No que toca à recolha de dados, ou seja, à captação dos estímulos eléctricos produzidos nos músculos, na sua grande maioria são utilizados eléctrodos à superfície da pele, pois é um método que se caracteriza por ser não invasivo. Por outro lado, existe um método alternativo de eléctrodos implantáveis que fornece um sinal mais estável e limpo. Porém, este último método caracteriza-se por ser invasivo, o que se traduz numa desvantagem e num grande inconveniente para a maioria dos amputados. Por este motivo, os sensores de eléctrodo à superfície da pele (sEMG) são amplamente mais utilizados. De referir, que ambos geram sinais eletromiográficos (EMG), cada um com as suas vantagens e desvantagens, como foi referido (Calado *et al.*, 2019).

Nos dias de hoje ainda são alvo de estudo quais os melhores elétrodos para a captação do sinal, e quantos elétrodos a usar. De um modo geral, a partir da literatura deduz-se que quantos mais elétrodos utilizar, melhor será o sinal, contudo é necessário ter sempre em atenção a localização destes mesmos. É de realçar que variáveis do ambiente externo como poeira, humidade ou até mesmo suor poderão afetar o sinal.

Os sinais eletromiográficos são usados em dispositivos protéticos desde 1948. A produção comercial de próteses usando a tecnologia de sinais EMG começou em 1957 no Instituto Central de pesquisa protética em Moscovo apenas com o intuito de acionar um motor de passo. Mais tarde, a estratégia de controlo dos sinais EMG foi amplamente analisada e passou-se a utilizar um esquema de controlo ON-OFF. Neste esquema de controlo mioelétrico, os dados dos sinais EMG são trabalhados, de maneira a definir o estado do motor, ligado ou desligado. No fundo, era feita uma comparação entre o valor eficaz da amplitude do sinal com um certo valor predefinido (Geethanjali, 2016).

Por outro lado, atualmente já existem diversas estratégias de controlo de sinais EMG. Uma delas como já referido, é a estratégia de ON-OFF, todavia esta apenas permite realizar um movimento sempre com a mesma velocidade e a mesma força. Uma alternativa é o método proporcional, em que como o nome indica, a velocidade e força exercida é proporcional à amplitude do sinal. Em outras aplicações, opta-se por manter o sinal analógico, noutras o sinal é convertido para digital, dependendo sempre de diversas variáveis e dos requisitos de projeto.

## **2.11 Classificação das próteses do membro superior**

De acordo com Silva *et al.* (2012), considerando a interação entre o utilizador, o dispositivo protético e a capacidade de realizar movimentos, as próteses para o membro superior podem ser divididas em duas categorias:

- Prótese passiva;
- Prótese ativa.

As próteses passivas são dispositivos médicos que podem possuir um mecanismo de preensão, podendo este ser ajustado por uma força externa. Estas próteses não são constituídas por elementos eletrónicos ou elementos mecânicos em movimento acionados por forças internas.

Estas podem ainda ser divididas em dois grupos, estéticas ou funcionais. As próteses estéticas têm como objetivo a substituição da parte do corpo ausente tendo apenas em vista

uma vertente estética, tentando oferecer uma aparência realística. Estas podem ser designadas de braços ou mãos protéticas. Por outro lado, as próteses funcionais são projetadas para uma atividade em específico e a aparência varia conforme a aplicação, denominadas de ferramentas protéticas. Ainda sobre as próteses passivas, estas duas categorias podem ainda ser divididas em duas subcategorias, próteses estáticas ou próteses ajustáveis (Maat *et al.*, 2018).

As próteses estáticas não possuem movimento, ao contrário das ajustáveis que apresentam um mecanismo que permite ajustar a prótese conforme a necessidade. A classificação das próteses passivas pode ser visualizada de uma forma mais esclarecedora na figura 36 (Maat *et al.*, 2018).

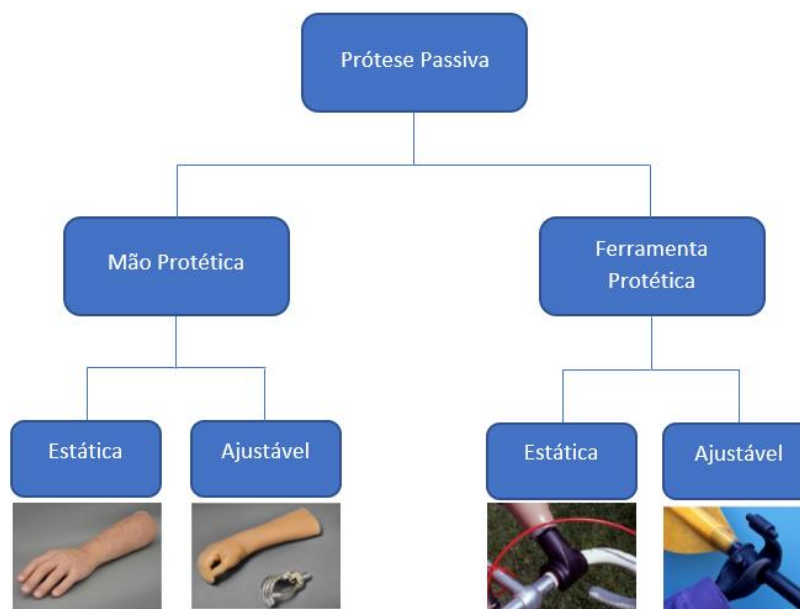


Figura 36: Classificação das próteses passivas (Maat *et al.*, 2018).

As próteses ativas são dispositivos médicos em que o mecanismo de preensão 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 próteses caracterizam-se pelo movimento e mobilidade que são capazes de impor ao membro amputado do paciente.

À semelhança das próteses passivas, Ribeiro *et al.* (2019) averiguou que as próteses ativas dependendo do tipo de acionamento também podem ser classificadas em duas categorias (figura 37):

- Ativação corporal;
- Ativação elétrica.

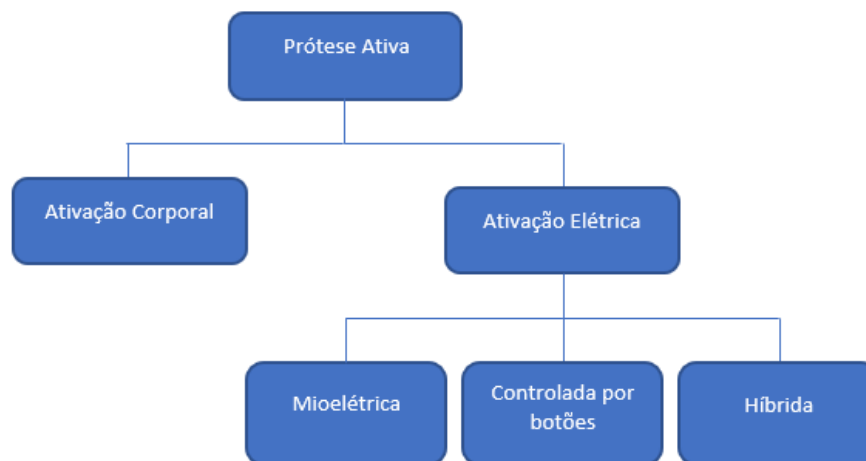


Figura 37: Classificação das próteses ativas (Maat *et al.*, 2018).

As próteses ativadas corporalmente caracterizam-se pelos seus movimentos serem efetuados por intermédio de cabos ou tirantes tracionados pela força do corpo, sendo que na grande maioria os cabos estão conectados ao ombro ou torso do indivíduo. Por exemplo, caso o paciente pretenda abrir a mão, basta realizar um movimento de extensão do braço de maneira a existir tração nos cabos para os dedos da mão esticarem. Estas próteses destacam-se pelo seu baixo custo, tanto na compra como na reparação. No entanto, estes dispositivos não são esteticamente atraentes e alguns utilizadores afirmam que é difícil de reproduzir movimentos. É de realçar que a maioria das próteses ativadas corporalmente são constituídas por um gancho, assim além do que já foi referido, não são capazes de imitar o movimento natural do corpo humano (Geethanjali, 2016).

Nas próteses por ativação elétrica existe novamente mais do que uma opção, isto é, estas podem ser classificadas em três subcategorias com base no modelo de controlo (Ribeiro *et al.*, 2019):

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

As próteses mioelétricas consistem numa tecnologia que tem como intuito a captura de sinais eletromiográficos, sendo que após esta captura haverá um tratamento de dados. Explicitando, sempre que o cérebro envia um sinal para um músculo esquelético, a atividade elétrica nesse ponto aumenta (potencial de ação). Assim com a instalação de elétrodos na pele (método não invasivo), ou implantados diretamente nos músculos (método invasivo), poderá ser identificado esse aumento de atividade elétrica. Posteriormente, irá existir um

software responsável por tratar estes dados e usá-los de maneira a acionar os atuadores impondo movimento nos constituintes da prótese (Ribeiro *et al.*, 2019).

Nas próteses controladas por botões externos o usuário controla a prótese através de botões que são ativados manualmente. Contudo, o paciente apenas consegue controlar cada motor individualmente na maioria dos casos, o que poderá ser bastante frustrante, pois irá exigir um treino longo e exaustivo até conseguir ter algum controle sobre a prótese (Ribeiro *et al.*, 2019).

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

## **2.12 Classificação dos níveis de perda do membro superior**

O principal responsável pela perda de um membro superior são os traumas físicos, onde as causas mais comuns são os acidentes de carro, queimaduras, explosões, lesões por esmagamento, entre outros. Estes acontecimentos representam cerca de 80% das amputações realizadas no membro superior. Em segundo lugar destacam-se os cancros e tumores que também têm um elevado impacto no número de amputações realizadas (Maduri e Akhondi, 2019).

As amputações são classificadas conforme a parte do membro superior que foi amputado, desta forma, na literatura é possível encontrar vários tipos de classificações. Após uma revisão extensa de vários artigos, por coerência e lógica, concluiu-se que a classificação que melhor descreve os vários níveis da perda do membro superior é a seguinte (Maduri e Akhondi, 2019):

- Transfalangeana;
- Transcarpal;
- Desarticulação do pulso;
- Transradial;
- Desarticulação do cotovelo;
- Transumeral;
- Desarticulação do ombro;
- Acima do ombro (Escápula ou Omoplata).

Na figura 38 encontra-se representada a classificação anteriormente referida de uma forma mais esclarecedora.



Figura 38: Classificação dos níveis da perda do membro superior (Cordella *et al.*, 2016).

A amputação transfalangeana representa cerca de 78% de todas as amputações realizadas no membro superior, esta situação fundamenta o principal objetivo de qualquer amputação, que é retirar o mínimo de comprimento possível, pois qualquer parte do corpo correlaciona-se com o sistema nervoso, retirando assim menos capacidades motoras (Maduri e Akhondi, 2019).

### **2.13 Exemplos de próteses mioelétricas comerciais**

Nas últimas duas décadas existiram grandes avanços no desenvolvimento de novas próteses para o membro superior que advêm do conseqüente desenvolvimento dos mecanismos disponíveis e dos dispositivos eletrônicos ao longo do tempo. No entanto, mesmo os dispositivos protéticos mais avançados não são capazes de promover uma harmonia entre todas as variáveis desejadas pelo utilizador, como a funcionalidade, durabilidade, estética, custo, entre outras.

Esta secção apresenta uma série de próteses mioelétricas que podem ser encontradas no mercado. O principal foco foram as mãos protéticas antropomórficas de alto desempenho com um número elevado de graus de liberdade, apresentando assim um grau de funcionalidade bastante alto.

Assim sendo, as mãos mioelétricas comerciais mais cobiçadas do mercado são as seguintes (Calado *et al.*, 2019):

- Bebionic;
- Hero Arm;
- I-limb ultra revolution;
- LUKE Arm;
- Michelangelo Hand;
- TASKA Hand;
- VINCENT evolution 3.

Os dispositivos mencionados estão apresentados na Tabela 3, juntamente com o respectivo fabricante, número de graus de liberdade, número de atuadores, tamanhos disponíveis, peso, capacidade máxima para agarrar e transportar, número de movimentos preênsos, preço e outras características relevantes (Calado *et al.*, 2019).

Tabela 3: Mãos protéticas antropomórficas comercialmente disponíveis (Calado *et. al.*, 2019).

Nome do Produto	Empresa	Nrº de Graus de Liberdade	Nrº de Atuadores	Tamanhos (Comprimento em mm)	Peso (g)	Força máxima de preensão (N)	Carga máxima para transportar (N)	Número de movimentos preênses	Preço (Euro)	Outras características
<b>Bebionic</b>	Ottobock	6	5	Pequeno (165) Médio (190) Grande (200)	390-460 (Pequeno) 550-591(Médio) 557-598(Grande)	140,1	45	14	≈ 9920	Garra Adaptável
<b>Hero Arm</b>	Open Bionics	5 ou 6 (Dependendo da versão)	3 ou 4	Três Tamanhos	280-346	*	8	3 ou 6 (Dependendo da versão)	≈ 6000	Primeira Prótese impressa em 3D aprovada pela FDA Garra Adaptável Feedback Háptico
<b>i-limb ultra revolution</b>	Össur	6	6	Pequeno (182,5) Médio (185,1)	507 (Pequeno) 515 (Médio)	136	90	24	≈ 30000	Aplicação móvel para programar diferentes movimentos preênses Garra Adaptável
<b>LUKE Arm</b>	Mobius Bionics	6	6	316	1400	*	*	6	≈ 90000	Garra Adaptável Feedback Háptico
<b>Michelangelo Hand</b>	Ottobock	4	3	*	420	70	*	7	≈ 54000	Pulso integrado
<b>TASKA Hand</b>	TASKA Prosthetics	8	6	*	*	*	20	23	≈ 31500	Primeira prótese impermeável Garra Adaptável
<b>VINCENT evolution 3</b>	Vincent Systems	6	6	XS 145) S 150) M 160) L 170) XL 180)	386 (XS)	*	*	14	*	Feedback de força vibracional O modelo XS é atualmente a mão mioelétrica multiarticulada menor e mais leve com 6 motores

Posto isto, é possível ter a percepção de algumas das variáveis que têm peso na caracterização e classificação de uma prótese para o membro superior. Assim sendo, o próximo passo consiste em analisar cada uma destas variáveis. Começando pelo número de graus de liberdade, Cordella *et al.* (2016) aferiu que os utilizadores de uma prótese para o membro superior necessitavam da capacidade de mover intuitivamente cada dedo separadamente. Esta situação ainda é difícil de alcançar na perfeição devido à parte de aquisição de dados, no entanto uma mão protética com um número elevado de graus de liberdade permite ao utilizador que execute um grande número de movimentos de preensão.

Em relação ao tamanho e peso, embora a mão humana tenha um peso médio de 400 gramas, as mãos protéticas com esse peso foram relatados pelos clientes como sendo muito pesadas. No entanto, esta situação pode depender de certas variáveis, como a idade e o género. Assim, é aconselhável que o fabricante ofereça uma gama de tamanhos diferentes para a mesma solução protética, de forma a que o paciente possa escolher o modelo com que se sinta mais confortável e que se adapte melhor às características corporais (Calado *et al.*, 2019).

A capacidade de executar tarefas com maior força é também um dos requisitos identificados por Cordella *et al.* (2016). Um estudo mostrou que a quantidade média de força de preensão necessária para a vida diária é de cerca 68 N, valor próximo à força máxima de preensão da prótese Michanlangelo. Considerando todos os valores máximos de preensão encontradas nos exemplos, todos são superiores ao valor de 68 N, o que demonstra que as próteses disponíveis no mercado estão minimamente preparadas para as atividades do dia a dia.

A aderência da prótese também tem um papel importantíssimo, pois previne o escorregamento de objetos, podendo assim o utilizador reduzir a atenção e realizar tarefas paralelas. Um complemento à aderência é o feedback tátil referenciado usualmente como um requisito do cliente. Esta característica pode tornar o amputado muito menos dependente do feedback visual para o controlo protético, melhorando assim a usabilidade do dispositivo. A prótese VINCENT dispõem ainda de um feedback vibracional que permite ao paciente sentir a quantidade de força aplicada através dos diferentes níveis de vibração (Calado *et al.*, 2019).

Por fim, uma das variáveis mais importantes, se não a mais importante, é o preço. Poder-se-á afirmar que esta é a variável mais decisiva na compra de um dispositivo protético. Os fabricantes, por norma, não exibem o preço dos seus produtos nos respetivos websites. Tendo isto em consideração, os preços apresentados nesta dissertação foram retirados de artigos online e podem não refletir o custo real do produto. De acordo com a tabela 3, o preço pode variar entre os 6000 e 90000 euros, considerando que para a maioria dos

dispositivos o preço apenas corresponde à mão, sendo que para completar falta o preço do sistema completo, que poderá inflacionar o preço (Calado *et al.*, 2019).

## 2.14 Trabalhos científicos de próteses para o membro superior

Nesta secção são apresentados alguns exemplos de trabalhos científicos de próteses para o membro superior concebidas a partir de impressão 3D. De realçar, que a grande maioria dos dispositivos protéticos concebidos em impressão 3D encontram-se apresentados em websites, sendo que apenas uma pequena percentagem é demonstrada em artigos científicos.

Dois exemplos de próteses para o membro superior exibidas em websites, nomeadamente a *Raptor Hand* e a *InMoov Hand*, ilustradas na figura 39 e 40, respetivamente, são descritas em seguida. A *Raptor Hand* é considerada a primeira prótese em impressão 3D destinada ao público em aberto, ou seja, qualquer pessoa tem a possibilidade de ter acesso às peças e imprimi-las, tendo apenas como custo a impressão destas mesmas. Esta prótese foi desenvolvida pela *e-NABLE*, uma comunidade global de voluntários online, em que através do uso das impressoras 3D pessoais de cada voluntário são capazes de dimensionar dispositivos protéticos de baixo custo para o membro superior. Esta prótese é considerada passiva, pois apenas promove um único movimento de prensão proveniente da tração dos cabos imposta pela força do membro superior saudável (e-NABLE, 2014).



Figura 39: Raptor Hand (e-NABLE, 2014).

A *InMoov Hand* é uma prótese para o membro superior elaborada por Gael Langevin, um designer francês que trabalhou durante 25 anos para as maiores marcas no âmbito do design. Este produto corresponde a uma parte do projeto pessoal de Gael, pois na realidade, o projeto tem como objetivo a conceção de um robô. Enfocando apenas o dispositivo protético, este é constituído por seis servomotores localizados no antebraço que possibilitam os movimentos de flexão e extensão dos dedos e a rotação do pulso. A parte de controlo é realizada através de botões (Langevin, 2015).



Figura 40: InMoov Hand (Langevin, 2015).

Ten Kate *et al.* (2017) realizaram um estudo com o intuito de dar a conhecer uma visão geral das próteses para o membro superior impressas em 3D. Nos últimos anos ocorreu um desenvolvimento significativo nesta temática, contudo, e como já referido, este fenómeno adveio principalmente da comunidade e-NABLE, pioneira neste sector. No entanto, Ten Kate *et al.* afirma que a maioria das próteses para o membro superior elaboradas em 3D não possuem diretrizes de projeto, pois uma grande percentagem destes dispositivos protéticos são produzidos iterativamente a partir do desenho em 3D, sem qualquer base científica. Infelizmente, e em concordância com o autor desta dissertação, Ten Kate *et al.* concluiu que é pouca a informação acerca desta temática, tendo assim que usufruir de websites focados em impressão 3D para finalizar o seu estudo. Esta situação terá impacto no capítulo 3, nomeadamente na secção do “projeto conceptual”, em que é necessário avaliar diversas alternativas para os mecanismos da prótese. Posto isto, é possível retirar algumas conclusões do estudo de Ten Kate *et al.* acerca deste tema.

Primeiramente, como é possível observar pela figura 41, em relação ao tipo de prótese, a grande maioria dos autores de próteses transradiais opta por uma prótese ativa de acionamento elétrico. Este factor retrata uma das principais necessidades dos utilizadores, nomeadamente a funcionalidade.

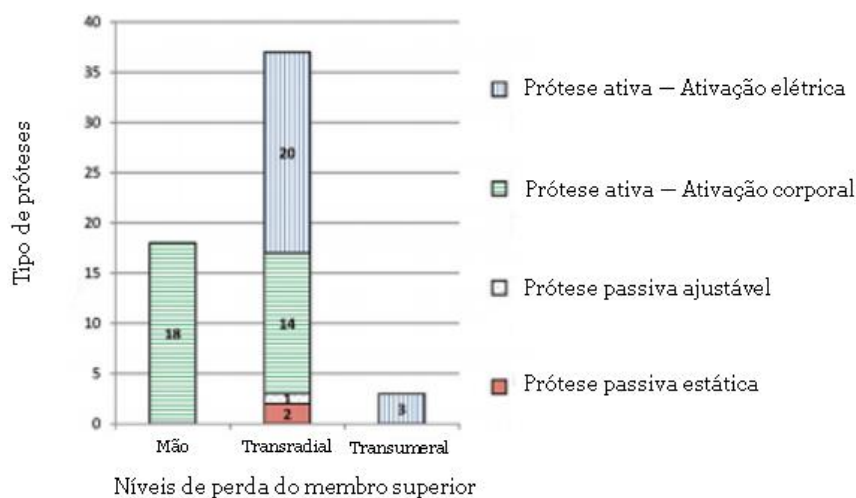


Figura 41: Tipos de próteses (Ten Kate *et al.*, 2017).

De seguida são abordados os constituintes dos mecanismos dos movimentos de flexão e extensão, como mostram as figuras 42 e 43. Conclui-se que no movimento de flexão são usados maioritariamente fios, enquanto que no movimento de extensão, os fios e bandas com elevada elasticidade, como por exemplo os elásticos, são os mais utilizados.

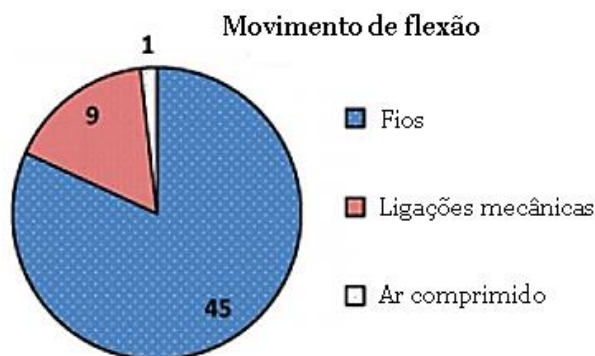


Figura 42: Constituintes do mecanismo do movimentos de flexão (Ten Kate *et al.*, 2017).



Figura 43: Constituintes do mecanismo do movimento de extensão (Ten Kate *et al.*, 2017).

Para finalizar a análise de próteses impressas em 3D são abordados dois parâmetros extremamente relevantes nesta temática, nomeadamente o peso e o custo. O peso das próteses analisadas varia desde 71 g até 2 kg, porém em algumas destas próteses não foram considerados certos elementos, possuindo assim um défice no valor peso total. É de realçar que o nível de amputação do membro superior está correlacionado com este parâmetro, pois quando mais proximal for o nível de amputação, maior será a quantidade de material e componentes necessários, obtendo assim no final um valor maior no peso total. Relativamente ao custo, este varia desde 5 € até 500 €, contudo, e à semelhança do peso, os valores finais podem também não corresponder ao valor real total. Explicitando, alguns destes valores apenas têm em consideração o custo da impressão 3D, não tendo presente o custo dos componentes no valor final. Outros valores finais dos dispositivos protéticos já exibem o valor correto, tendo em consideração todos os constituintes da prótese, material da impressão 3D e componentes. Todavia, Ten Kate *et al.*, no final deste tópico, destaca um

aspecto bastante interessante. As empresas que comercializam este tipo de próteses impõem sempre preços mais elevados, pois além de serem bem dimensionadas, fornecem ao utilizador a prótese devidamente montada, evitando assim contratempos aos clientes na fase de montagem, e dissabores no contacto com os fornecedores dos componentes.

Posto isto, são apresentados dois dispositivos protéticos mencionados em artigos científicos. O primeiro exemplo é dado por Bahari et al. (2012), que consiste numa prótese transradial controlada por botões, sendo esta constituída por servomotores na palma da mão, possibilitando assim o movimento de flexão e extensão dos dedos, como mostra a figura 44.

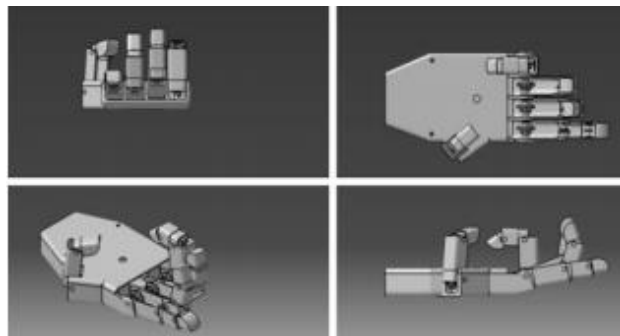


Figura 44: Prótese transradial desenvolvida por Bahari *et al.* (2012).

Groenewegen (2014) dimensionou uma prótese ativada corporalmente, como mostra a figura 45. Neste caso, e como já referido, através da força do torso do corpo e de mecanismos diferenciais, este dispositivo protético é capaz de promover alguns movimentos de preensão consoante a geometria do objeto.



Figura 45: Prótese ativada corporalmente desenvolvida por Groenewegen (2014).

A figura 46 permite ao leitor obter uma melhor percepção de como a ativação desta prótese funciona. Caso a distância entre A e B aumente, o cabo é puxado e o mecanismo da mão é acionado.



Figura 46: Acionamento da prótese ativada corporalmente (Groenewegen, 2014).

# Capítulo 3

## 3. Etapas de projeto

O procedimento de um projeto em engenharia, na sua forma mais simples, é basicamente um processo de resolução de um problema. E este pode ser aplicado a qualquer tipo de problema, e não só a problemas da engenharia. Uma abordagem sistemática permite manter um registo lógico e claro do desenvolvimento do projeto, sem esse processo existe o perigo, bem real, de que quando um jovem engenheiro é colocado perante um problema de projeto, este seja incapaz de iniciar o trabalho. Assim sendo, e aceitando então uma necessidade de uma abordagem sistemática, existem diferentes procedimentos sugeridos na literatura sobre as metodologias de projeto, mas a maioria destes são semelhantes e distinguem-se por pequenos detalhes. Desta forma, poder-se-á afirmar que o procedimento base de um projeto consiste nas seguintes etapas (Páscoa, 2008):

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

### 3.1 Identificação do problema

A identificação do problema está intimamente relacionada com a premissa inicial. Portanto, o capítulo 1 corresponde à identificação do problema, porque é neste capítulo que são apresentadas as motivações e objetivos para obter a premissa inicial. Esta premissa inicial consiste no dimensionamento de uma prótese mioelétrica tendo em consideração o mercado atual, e atendendo também aos requisitos pretendidos e dificuldades enfrentadas pelos utilizadores. Ao contrário do que o senso comum pode pensar, a premissa inicial é uma das partes mais importantes do projeto, senão a mais importante. Caso a identificação do problema não esteja bem definida, todas as soluções geradas e o projeto resultante de nada servirão.

### 3.2 Especificações

Nesta secção, como o nome indica, será apresentada uma lista das especificações de projeto. Porém, antes de focar a lista de especificações é necessário dar a conhecer alguns aspetos.

### 3.2.1 Dados antropométricos

Primeiramente, são apresentados os dados antropométricos de um adulto. Estes dados representam o estudo sobre as dimensões do corpo humano, sendo que no projeto em questão a parte do corpo que tem relevância é o membro superior. Como já visto anteriormente, a maioria das empresas que dispõe de dispositivos protéticos comerciais fornecem ao utilizador uma gama de diversos tamanhos da prótese. Neste caso, o projeto consiste em dimensionar uma prótese com base nas dimensões médias de um adulto, podendo no produto final existir pequenas divergências nos valores das dimensões conforme a necessidade. Posteriormente, numa aplicação para fins comerciais, com o “conteúdo” completamente definido, a única variável será o aumento ou diminuição da estrutura externa, necessitando ainda assim de serem revistos todos os encaixes para as componentes previamente elaborados.

Na figura 47 e 48 estão apresentadas as dimensões do membro superior para um adulto do género masculino.

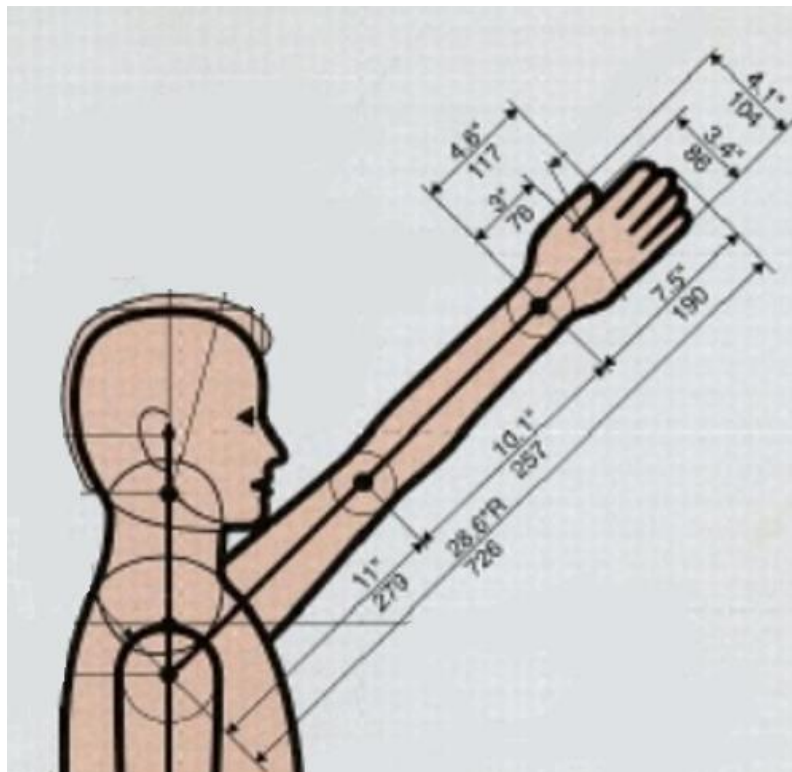


Figura 47: Dimensões do braço (Tilley *et al.*, 1993).

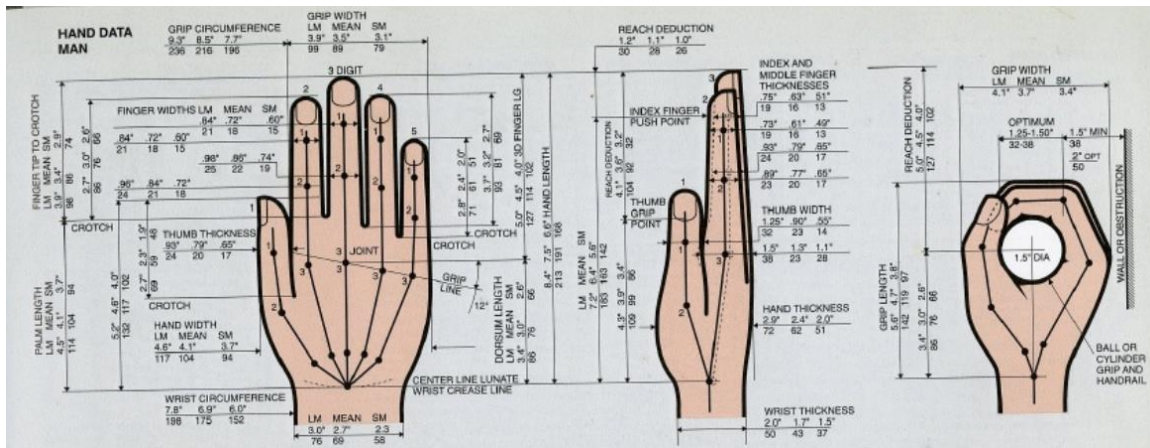


Figura 48: Dimensões da mão (Tilley *et al.*, 1993).

### 3.2.2 Requisitos de projeto

Os requisitos de projeto são os critérios que nos ajudam na definição das especificações de projeto. Cordella *et al.* (2016) realizou um estudo inferindo quais os principais parâmetros requeridos pelos utilizadores nas próteses mioelétrica. Os resultados deste estudo estão apresentados na tabela 4, onde cada parâmetro possui o seu peso correspondente.

Tabela 4: Parâmetros prioritários dos utilizadores de próteses mioelétricas (Cordella *et al.*, 2016).

Parâmetros	Importância
Custo	4,45
Durabilidade	3,23
Aparência	3,01
Funcionalidade	2,39
Conforto	1,91

Para além dos parâmetros mencionados na tabela 4, existem ainda mais uma série de características que são alvo de crítica pelos utilizadores, sendo estas:

- Aptidão para controlar de forma eficaz separadamente os dedos e o polegar;
- Capacidade para prevenir o deslizamento de objetos;
- Controlo e/ou adaptabilidade do movimento de preensão;
- Aumentar a velocidade de movimento;
- Aparência mais natural (Tamanho, cor e materiais);

- Redução do ruído;
- Peso reduzido;
- Sistema de feedback sensorial;
- Monitorização de temperatura e transpiração;
- Aumentar o número de movimentos do pulso.

Após uma vasta revisão na literatura, é possível criar uma matriz de decisão base, isto é, uma tabela que irá apresentar os parâmetros com a devida importância do ponto de vista do projetista. A tabela 4 poderia representar uma matriz de decisão base do ponto de vista do utilizador, pois o parâmetro conforto está intimamente relacionado com o peso da prótese. Por sua vez, o peso está relacionado com o tipo de material, sendo que este também terá impacto na superfície que constitui a prótese. Por exemplo, em dias frios um material com uma elevada condutibilidade térmica ser incomodativo. Por outro lado, também poderá ser constituído por uma superfície áspera, o que do ponto de vista do utilizador tornar-se-á desconfortável. Portanto, a tabela 5 apresenta a matriz de decisão base que irá servir para a escolha das diversas variáveis correspondentes à prótese. É de realçar que, conforme o mecanismo ou elemento em dimensionamento, poderá existir alteração de alguns parâmetros. A necessidade de uma tabela com mais parâmetros advém da ambição de aplicar um estudo mais minucioso, tendo assim uma maior probabilidade de no final conseguir obter um produto mais primoroso.

Tabela 5: Tabela de decisão base do ponto de vista do projetista.

<b>Parâmetros</b>	<b>Importância</b>
Custo	8
Durabilidade	7
Aparência	6
Funcionalidade	5
Peso	4
Aderência do material	3
Tamanho	2
Ruído	1

### 3.2.3 Movimentos reproduzidos pela prótese

No capítulo 2 foram apresentados todos os movimentos possíveis que o antebraço e a mão são capazes de produzir. À semelhança das grandes empresas que comercializam próteses mioelétricas, conceber um produto capaz de reproduzir todos os movimentos é algo bastante complexo, portanto é necessário limitar os movimentos que a prótese é capaz de gerar. Esta limitação advém de vários motivos, principalmente do tamanho e peso. Numa tentativa de reproduzir mais movimentos traduz-se num maior número de graus de liberdade, que está intimamente relacionado com um aumento do número de atuadores. No final irá gerar mais peso na prótese e um tamanho que poderá vir a ser desproporcional em comparação com o membro amputado. Assim sendo, o próximo passo consiste no processo de escolha de quais os movimentos que se pretende que a prótese reproduza. Para tal, a justificação dos movimentos escolhidos poderá estar relacionada com as atividades básicas que o ser humano realiza no dia a dia com maior frequência.

As atividades diárias que o ser humano realiza com maior frequência necessitam na grande maioria os seguintes movimentos:

- Flexão e extensão dos dedos;
- Abdução e adução do polegar.

### 3.2.4 Forças geradas pela mão humana

Nesta subsecção é apresentada as forças geradas pela mão. Para tal, foi realizada um experiência onde foram alvo de estudo 16 indivíduos, nomeadamente 16 estudantes universitários do género masculino que se dispuseram para participar no estudo realizado por Bretz *et al.* (2010).

Neste estudo foi desenvolvido um sistema de medição que era composto por um manípulo constituído por sensores de força e uma unidade eletrónica que realizava o processamento de dados, conforme mostra a figura 49.



Figura 49: Sensores de força e unidade eletrónica Bretz *et al.* (2010).

Durante o ensaio para a medição da força do dedo, o antebraço encontrava-se apoiado sobre a mesa. Assim, nesta posição, os indivíduos pressionavam os dedos nas superfícies planas dos sensores de força, sendo que um sensor era pressionado pelo polegar e o outro sensor era pressionado pelo dedo a ser avaliado. Era também fornecido um feedback visual, ou seja, à medida que o indivíduo ia exercendo força no sensor, era possível visualizar o gráfico de força versus tempo no monitor do computador. O último ensaio tinha como intuito medir a força de preensão gerada pela mão. Após concluídos os vários ensaios foi possível obter os seguintes resultados:

Tabela 6: Força exercida pela mão direita Bretz *et al.* (2010).

<b>Medição da força da mão direita (N)</b>						
	<b>Mão</b>	<b>Dedo mínimo</b>	<b>Dedo anular</b>	<b>Dedo médio</b>	<b>Dedo indicador</b>	<b>Polegar</b>
<b>Média</b>	551,2	30,8	37,9	55,1	56,7	107,7
<b>Desvio Padrão</b>	74,5	11,57	10,08	17,3	12,62	30,68

Tabela 7: Força exercida pela mão esquerda Bretz *et al.* (2010).

<b>Medição da força da mão esquerda (N)</b>						
	<b>Mão</b>	<b>Dedo mínimo</b>	<b>Dedo anular</b>	<b>Dedo médio</b>	<b>Dedo indicador</b>	<b>Polegar</b>
<b>Média</b>	505,2	28,4	37	53,7	60,4	109,5
<b>Desvio Padrão</b>	112,7	10,26	11,26	12,04	14,6	28,9

Com os valores fornecidos pelas tabelas 6 e 7, é possível ter uma ideia das forças que serão consideradas no dimensionamento da prótese. Foram também fornecidos os valores do desvio padrão que permitem saber nos vários ensaios realizados o grau de divergência dos resultados.

A tabela 8 apresenta a lista de especificações do projeto, contudo existem alguns dados demonstrados que necessitam de ser justificados. A margem de valores para as dimensões dos dedos da mão e dos restantes constituintes advém do percentil de cada pessoa, explicitando, o valor médio corresponde a um percentil de 50, enquanto as margens do

intervalo correspondem a indivíduos com 99 percentil e 1 percentil. Desta forma é possível abranger qualquer dimensão que o corpo humano possa apresentar. Outro aspeto é referente ao comprimento do antebraço em que na tabela é mencionado o comprimento total do antebraço. Porém uma prótese transradial poderá não necessitar de cobrir todo este comprimento, pois como o nome indica, uma prótese com uma classificação do nível de perda transradial é referente a um corte numa secção do antebraço, logo existe a possibilidade de não ter sido necessário amputar o antebraço por completo.

Considerou-se que os dedos da mão são cilíndricos numa vertente teórica, facilitando assim o processo de desenho assistido por computador. No entanto, na parte prática será possível adicionar outros elementos que permitam que os dedos e a própria prótese apresentem um aspeto mais realista.

Em relação ao material da impressão 3D das peças que constituem a prótese, foram avaliados três filamentos, pois, além de serem os filamentos mais utilizados, eram os filamentos disponíveis no local onde se pretendia imprimir as peças da prótese. Os filamentos de PLA e de PETG são considerados economicamente mais favoráveis quando comparados com o filamento de ABS. Além deste primeiro benefício, estes possuem várias vantagens em relação a vários aspetos relacionados com a impressão 3D, no sentido em que o ponto de fusão é mais baixo, facilitando assim a impressão. Por outro lado, o filamento de ABS oferece vantagens na maioria das propriedades mecânicas como rigidez, resistência, dureza, entre outros. No capítulo 4 é apresentado qual o filamento escolhido para o projeto.

Tabela 8: Lista de especificações.

<b>Polegar</b>			
<b>Material</b>	Filamento de PLA	Filamento de ABS	Filamento de PETG
<b>Comprimento</b>	59 ± 10 mm		
<b>Diâmetro</b>	23 ± 9 mm		
<b>Força</b>	107 ± 30 N		
<b>Dedo indicador</b>			
<b>Material</b>	Filamento de PLA	Filamento de ABS	Filamento de PETG
<b>Comprimento</b>	76 ± 10 mm		
<b>Diâmetro</b>	21 ± 3 mm		
<b>Força</b>	57 ± 13 N		

Tabela 8: Lista de especificações (continuação).

<b>Dedo médio</b>			
<b>Material</b>	Filamento de PLA	Filamento de ABS	Filamento de PETG
<b>Comprimento</b>	88 ± 12 mm		
<b>Diâmetro</b>	22 ± 3 mm		
<b>Força</b>	55 ± 17 N		
<b>Dedo anular</b>			
<b>Material</b>	Filamento de PLA	Filamento de ABS	Filamento de PETG
<b>Comprimento</b>	76 ± 10 mm		
<b>Diâmetro</b>	21 ± 3 mm		
<b>Força</b>	38 ± 10 N		
<b>Dedo mínimo</b>			
<b>Material</b>	Filamento de PLA	Filamento de ABS	Filamento de PETG
<b>Comprimento</b>	61 ± 10 mm		
<b>Diâmetro</b>	19 ± 3 mm		
<b>Força</b>	31 ± 12 N		
<b>Pulso</b>			
<b>Material</b>	Filamento de PLA	Filamento de ABS	Filamento de PETG
<b>Diâmetro</b>	69 ± 10 mm		
<b>Palma</b>			
<b>Material</b>	Filamento de PLA	Filamento de ABS	Filamento de PETG
<b>Largura</b>	104 ± 11 mm		
<b>Espessura</b>	33 ± 5 mm		
<b>Antebraço</b>			
<b>Material</b>	Filamento de PLA	Filamento de ABS	Filamento de PETG
<b>Comprimento</b>	256 ± 23 mm		
<b>Diâmetro (Extremidade)</b>	94 ± 10 mm		

### 3.3 Projeto conceptual

Na etapa do projeto conceptual é onde ocorre o processo de escolha dos diversos componentes e mecanismos do projeto através das diversas soluções concebidas na literatura ou por processos criativos. Explicitando, é nesta etapa que se dá a geração de soluções e posteriormente uma seleção destas mesmas.

Como já referido anteriormente, este projeto visa o dimensionamento de uma prótese mioelétrica transradial, sendo que apenas é tido em consideração a parte do controlo dos sinais e o conseqüente acionamento nos atuadores, ficando a parte de captação de sinais para um trabalho futuro.

Desta forma, o primeiro passo consiste na escolha do melhor tipo de atuador para este projeto. De acordo com a anatomia da mão, os movimentos da mesma provêm maioritariamente dos músculos proximais, nomeadamente dos músculos do antebraço. Este aspeto infere com que o atuador possa ser colocado longe das articulações. Além disso, existe um aspeto vital que está relacionado com o tamanho, isto é, os atuadores na sua maioria apresentam dimensões que impedem com que estes sejam implantados diretamente no sítio da articulação. Assim sendo, é necessário um mecanismo que permita impor o movimento aos dedos onde a potência de entrada é fornecida pelo atuador, tema que será abordado mais à frente.

Um atuador é um componente que converte um certo tipo de energia num movimento linear ou rotacional com uma certa força/binário. Existem vários tipos de atuadores sendo os mais comuns os seguintes:

- Atuadores elétricos;
- Atuadores hidráulicos;
- Atuadores pneumáticos.

A fim de obter alguns dados para posteriormente escolher qual o melhor tipo de atuador, é apresentada a tabela 9 que menciona algumas vantagens e desvantagens de cada tipo de atuador

Tabela 9: Caracterização dos tipos de atuadores (Gama Melo *et al.*, 2014).

	<b>Elétrico</b>	<b>Hidráulico</b>	<b>Pneumático</b>
<b>Princípio de funcionamento</b>	Consumo de energia elétrica que providencia campos magnéticos, aplicados em bobinas, induzindo movimento	Utilização de óleos com aditivos, soluções à base de água e líquidos sintéticos pressurizados	Uso de um gás compressível como meio de transmissão de energia
<b>Rendimento</b>	≈ 80%	≈ 60%	≈ 30%
<b>Vantagens</b>	Fácil de instalar Energia facilmente armazenada	Baixo nível de ruído Produz forças elevadas	Não inflamável Peso reduzido
<b>Desvantagens</b>	Durabilidade menor que os atuadores pneumáticos e hidráulicos	Suscetível a contaminação Altas temperaturas poderão ter um enorme impacto devido à variação da viscosidade	Produz pouca força Processo dificultoso para comprimir o gás
<b>Principais aplicações</b>	Indústria robótica	Sistemas automobilísticos e sistema que necessitam de forças elevadas	Sistemas hápticos

Existe ainda um parâmetro bastante importante e não mencionado na tabela 9, nomeadamente o custo de energia. Salvo raras exceções, a energia elétrica é amplamente utilizada na geração de ar comprimido e óleo sob pressão, portanto na maioria das situações é utilizado um motor elétrico que, por intermédio de uma bomba, no caso do óleo, e de um compressor no caso do ar, eleva a pressão do fluido de trabalho até este poder ser utilizado pelos diferentes atuadores. Nos sistemas óleo-hidráulicos, o processo de produção de fluido sob pressão é muito mais simples em relação ao processo para a produção de ar comprimido. O processo de geração de ar comprimido para a indústria é complexo e pressupõe gastos elevados, do ponto de vista do equipamento e da energia consumida. Ao consumo do motor elétrico há que juntar o rendimento do compressor, a energia dissipada em calor (que aumenta a temperatura do ar) e a energia gasta posteriormente para arrefecer o ar comprimido que permita eliminar o vapor de água. Para além disto, existem ainda o consumo dos sistemas de separação do óleo e das gotas de água que entretanto existem em suspensão no ar (Mendes, 2009).

Em suma, considera-se que a energia elétrica é a energia base usada para acionar os mecanismos mais convencionais e promover o funcionamento dos restantes sistemas de transmissão de energia. Assim sendo, poder-se-á afirmar que a energia hidráulica custa 4 vezes mais e a energia pneumática custa 10 vezes mais, como comprova o gráfico de barras da figura 50. É importante frisar que o gráfico não apresenta o valor do custo de energia, mas sim a proporção entre o valor do custo de cada transmissão energética (Mendes, 2009).

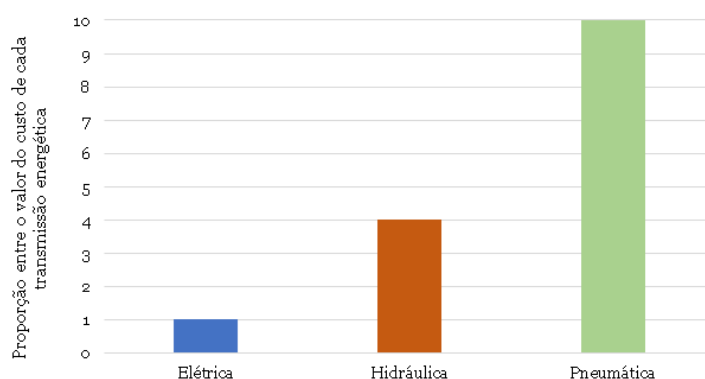


Figura 50: Custo de energia.

Posto isto, elaborou-se uma matriz de decisão com os vários tipos de atuadores disponíveis com a finalidade de saber qual destes é que melhor se adequa a este projeto, como mostra a tabela 10. A escala utilizada nesta matriz de decisão está compreendida entre 1 e 5, sendo que o atuador escolhido corresponde ao que obtiver uma maior pontuação.

Tabela 10: Matriz de decisão – Atuador.

Matriz de decisão – Atuador							
Tipo de atuador		Elétrico		Hidráulico		Pneumático	
Critério	Importância (W)	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N
Custo de Energia	5	5	25	4	20	3	15
Peso	4	4	16	3	12	5	20
Tamanho	3	4	12	2	6	3	9
Ruído	2	3	6	5	10	4	8
Rendimento	1	5	5	4	4	3	3
Total	-	-	64	-	52	-	55

Posto isto, e sabendo qual o tipo de atuador a utilizar, optou-se pela escolha de servomotores. A escolha deste tipo de motores advém principalmente do seu custo e das suas características que são suficientemente capazes de satisfazer os requisitos de projeto, não tendo assim a necessidade de usufruir de algo mais complexo e caro. Além do mais, estes motores são amplamente utilizados em projetos deste tipo, ou seja, dispositivos protéticos onde o engenheiro projetista tenciona impor movimento na prótese através de atuadores. Enfocando a estrutura e o funcionamento do atuador, os servomotores são dispositivos eletromecânicos que são controlados por um sinal PWM, e são amplamente utilizados em aplicações em que se pretenda movimentar algo de forma precisa e controlada. Uma grande vantagem do servomotor é que este é capaz de movimentar a flange que o constitui até uma certa posição e mantê-la, mesmo que sofra uma força em outra direção. É de realçar que o servomotor é considerado um dispositivo eletromecânico e não elétrico, como mencionado na tabela de decisão, pois todos os motores denominados de elétricos são na verdade motores eletromecânicos, onde o intuito é converter energia elétrica em energia mecânica. Como tal, para serem dimensionados, têm toda uma parte de cálculo da parte elétrica, mas também uma parte de cálculo mecânico. Fazendo uma breve apresentação de um servomotor (figura 51), este é constituído por vários elementos, sendo estes os seguintes:

- Circuito de controlo;
- Motor DC;
- Sistema de engrenagens;
- Estrutura do motor (Carcaça);
- Potenciómetro.

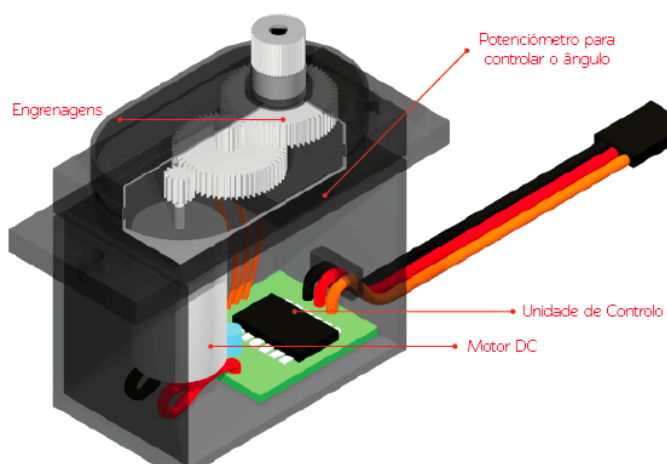


Figura 51: Componentes de um servomotor (ArduinoPortugal.pt, 2017).

O sistema de controlo é responsável pela monitorização do potenciómetro e acionamento do motor DC. O potenciómetro está ligado ao eixo de saída do servo e controla a posição deste mesmo, sendo que o motor DC apenas promove o movimento. O sistema de engrenagens possibilita uma redução de rotação do motor e conseqüente aumento do binário. A carcaça tem como objetivo acondicionar as peças do motor.

Como já referido, um servomotor recebe um sinal no formato de PWM (*Pulse Width Modulation*), onde este apenas atinge duas magnitudes de tensão, 0 V ou 5 V. Explicando o seu funcionamento, o sistema de controlo do servomotor fica monitorizando o sinal em intervalos de 20 mseg. Se neste intervalo de tempo for detetado uma alteração na largura do sinal, irá também ser alterada a posição do eixo para que a sua posição satisfaça o sinal recebido. Fundamentalmente, a posição angular do eixo de saída é controlada pela largura do sinal, conhecido vulgarmente como *duty cycle*.

Dando um exemplo desta situação, num cenário em que o servomotor recebe um sinal com uma largura de 1,5 mseg, este verifica se o potenciómetro se encontra na posição correspondente. Caso esteja, nada acontece, caso contrário, o circuito de controlo aciona o motor até que o potenciómetro esteja na posição correta.

Para finalizar, o servomotor escolhido para este projeto foi o MG92B, conforme mostra a figura 52.



Figura 52: Servomotor MG92B.

Este servomotor inclui-se na gama dos servomotores mais pequenos disponíveis no mercado, sendo esta a variável mais importante para o engenheiro projetista neste contexto. Isto porque, na gama seguinte, os servomotores já atingem dimensões consideráveis em comparação com o espaço disponível na prótese, e uma das grandes ambições enquanto autor do projeto é a certificação que a prótese apresenta dimensões aceitáveis. Contudo,

existe mais uma variável em que é imprescindível uma avaliação, nomeadamente o binário. Dentro da gama de servomotores mais pequenos, o MG92B é o que apresenta um binário maior, porém não é por ser o elemento com maior binário que irá garantir os valores pretendidos nos requisitos de projeto. Explicitando, este servomotor promove um binário de 0,3 N.m, portanto é necessário confirmar que este valor é capaz de proporcionar as forças que os dedos exercem num cenário real, como tal é essencial elaborar alguns cálculos. No entanto, antes de realizar os cálculos, primeiramente é imprescindível saber qual o mecanismo que irá permitir transpor o binário exercido pelo motor aos dedos. Porém, e como garantia, caso o binário não seja suficiente, existem sempre outras opções, como a possibilidade de instalar um sistema de engrenagens de modo a proporcionar um binário maior, entre outras soluções.

Posto isto, foi realizada uma vasta pesquisa de maneira a avaliar alguns sistemas mecânicos que se adaptariam a uma prótese transradial. Desta forma, são abordados alguns mecanismos que proporcionam o movimento dos dedos, nomeadamente os movimentos de flexão e extensão. Como não existe um nome em específico para cada mecanismo, estes são identificados numericamente. Assim sendo, os mecanismos aceites foram os seguintes:

- 1º Opção

A primeira opção advém de Gopura e Bandara (2018) que através de um estudo concluíram que o polegar e o dedo indicador desempenham um papel importantíssimo na maioria das atividades diárias em comparação com os restantes dedos. Durante estas atividades, a mão é solicitada para diferentes movimentos de preensão devido às diferentes geometrias que os objetos apresentam. Assim, a constituição de um mecanismo que tenta substituir os movimentos das articulações metacarpofalângicas, interfalângicas proximais e interfalângicas distais são de elevada importância. Deste modo, este tem de ser dimensionado de maneira a obter os diferentes padrões dos movimentos de preensão.

O mecanismo proposto por Gopura e Bandara (2018) para os dedos da mão apenas é capaz de gerar movimentos de flexão e extensão nas articulações MCF, IFP e IFD. A estrutura principal do dedo pode ser simplificada por dois conjuntos, cada um com 4 barras, que estão acoplados na articulação IFP e por uma barra designada de “barra de acoplamento”. A articulação IFD está acoplada ao 2º conjunto de 4 barras e à falange distal. Todo este sistema pode ser visualizado na figura 53.

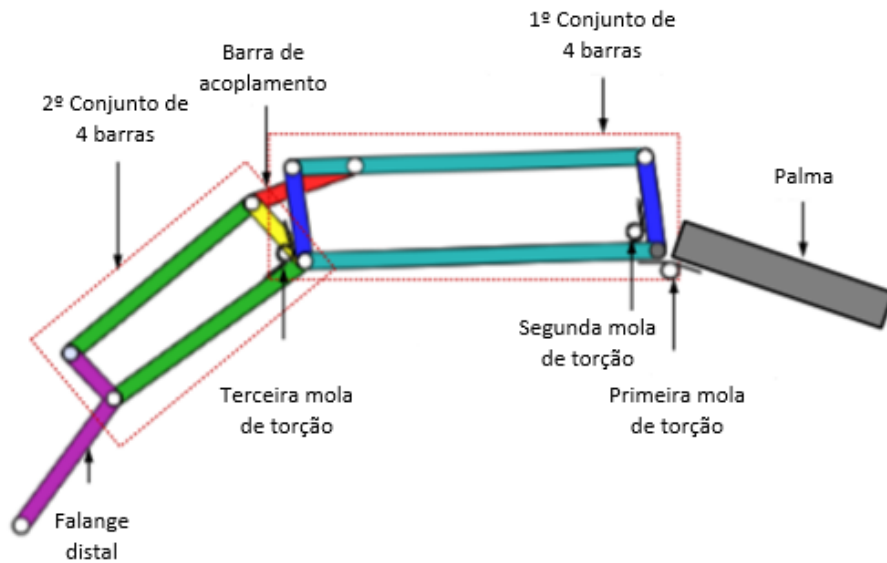


Figura 53: Mecanismo do dedo (Gopura e Bandara, 2018).

Inicialmente, quando o binário é aplicado na palma, o dedo opera como um corpo rígido devido à segunda e terceira mola de torção. Portanto, quando a primeira mola de torção começa a comprimir-se (aumento do deslocamento), a resistência (força) da mola aumenta, por consequência, quando a resistência da segunda mola de torção é superada pela resistência da primeira mola de torção, esta começa a girar relativamente à falange proximal, entrando também a falange média em movimento devido à barra de acoplamento. Uma vez que o movimento da falange média é restringido pelo objeto que se pretende agarrar, a terceira mola de torção é comprimida e a barra lateral do 1º conjunto começa a girar em relação à falange média (Gopura e Bandara, 2018). Para que o sistema funcione corretamente, as constantes elásticas das molas de torção devem apresentar a seguinte hierarquia:

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

A figura 54 mostra a capacidade de auto adaptação deste mecanismo para apreender objetos de diferentes geometrias. Quando o movimento da falange proximal é restringido devido à geometria do objeto (Figura 54 (a)), a barra de acionamento continua a girar em relação à falange proximal, comprimindo a segunda mola de torção, fazendo assim atuar articulação IFP até a falange média tocar no objeto (Figura 54 (b)). 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 1º conjunto começa a girar em relação à falange média. Deste modo, a falange distal irá girar até colidir com o objeto.

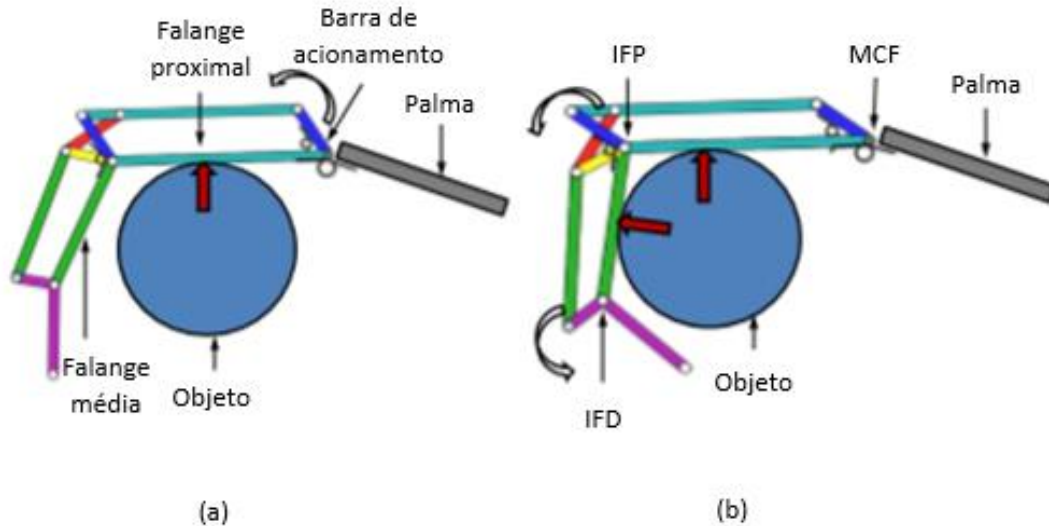


Figura 54: Auto adaptação do mecanismo do dedo: (a) – Falange proximal colide com o objeto, (b) – Falange média colide com o objeto (Gopura e Bandara, 2018).

Para finalizar, falta apenas referir que potência de entrada deste sistema para a primeira mola de torção é dado por um motor acoplado a um sistema de engrenagens que de alguma forma não descrita é capaz de impor força na palma da prótese. Por sua vez, para diminuir o atrito nas articulações são colocados rolamentos de esferas.

- 2º Opção

As próteses com o intuito de substituir a mão humana constituídas apenas por um único atuador são amplamente utilizadas devido à simplicidade estrutural e ao baixo custo que apresentam. A empresa Ottobock é um exemplo desta situação, pois os seus produtos tendem a possuir um menor número de atuadores para um número elevado de graus de liberdade, resultando assim num produto sub-atuado de elevado grau. Um exemplar deste caso é um dos seus produtos mais cobiçados, o Michelangelo Hand, que possui apenas três atuadores e é caracterizado pela sua simplicidade, robustez e preço aceitável, sendo estes um dos pontos mais fortes que contribuem para o sucesso do negócio (Xu *et al.*, 2015).

Assim sendo, os mecanismos que geram movimentos diferenciais são os mais utilizados nas mãos protéticas sub-atuadas de modo a que quando uma falange do dedo toca num objeto e pare, as restantes falanges continuem o movimento e envolvam o objeto. Existem vários mecanismos que podem ser usados para gerar movimentos diferenciais, como é apresentado na figura 55.

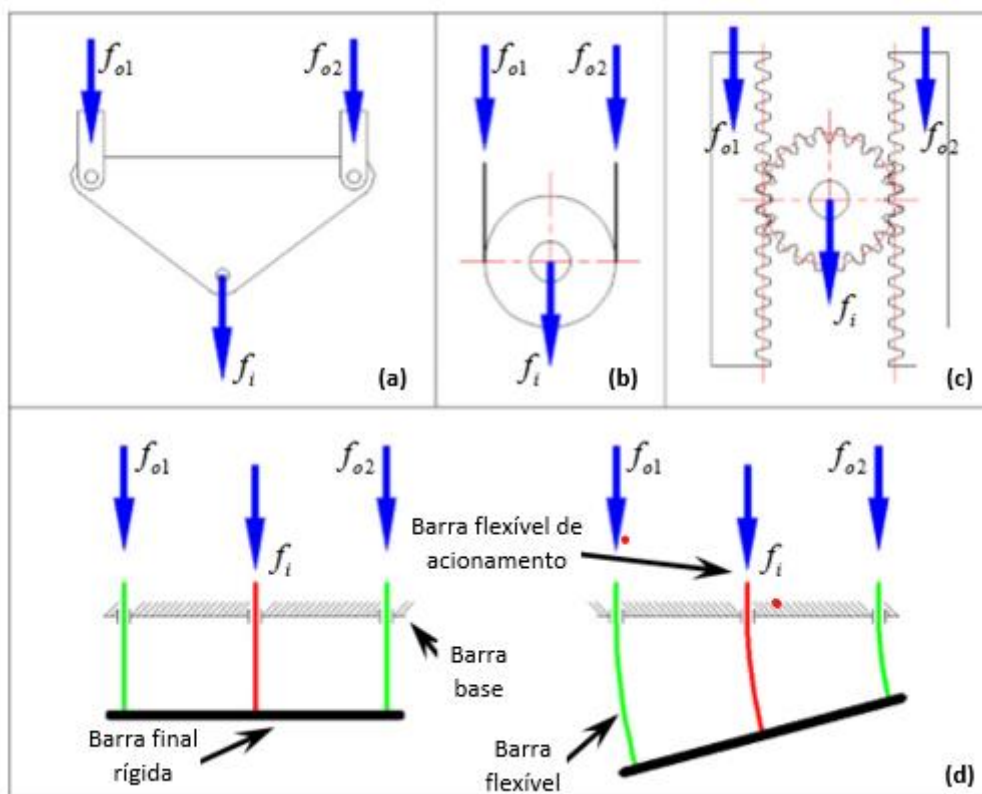


Figura 55: Mecanismos diferenciais: (a) – Alavanca, (b) – Polia, (c) – Pinhão e cremalheira, (d) - Barras (Xu *et al.*, 2015).

Explicando brevemente cada mecanismo, na figura 55 (a) encontra-se representado um mecanismo diferencial baseado numa alavanca. A força de tração de entrada ( $f_i$ ) atua na articulação (fulcro) e gera duas forças de tração de saída ( $f_{o1}$  e  $f_{o2}$ ). A distribuição das forças de tração de saída depende das cargas externas, isto é, quando estas forem iguais, a alavanca irá ter declive nulo e as forças de tração de saída serão iguais. Por outro lado, quando as cargas externas não estiverem equilibradas, irá existir um declive na alavanca. O lado com uma carga maior irá parar, enquanto o lado com uma menor continuará em movimento (Xu *et al.*, 2015).

Na figura 55 (b), o mecanismo diferencial é baseado numa polia. A força de entrada ( $f_i$ ) atua no centro da polia e gera duas forças de tração de saída ( $f_{o1}$  e  $f_{o2}$ ). Quando as cargas externas não estiverem equilibradas, o lado com maior carga irá parar, enquanto o lado com menor carga continuará em movimento. Na figura 55 (c), o mecanismo diferencial apresentado é proveniente de um pinhão e uma cremalheira. O princípio de funcionamento é bastante semelhante, a força de tração de entrada ( $f_i$ ) atua no centro do pinhão e as forças de saídas são geradas nas duas cremalheiras adjacentes. Para finalizar, é apresentado o mecanismo denominado de diferencial contínuo, sendo este provavelmente o mais interessante, representado na figura 55 (d). Este mecanismo é constituído por uma barra base, uma barra

flexível de acionamento, duas barras flexíveis que direcionam o movimento e uma barra final rígida. As barras flexíveis estão presas à barra final rígida e podem deslizar pelos orifícios da barra base. Assim sendo, quando a força de entrada ( $f_i$ ) 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 haja movimento. Explicitando, quando a carga externa do lado da força  $f_{o2}$  for maior que a do lado da força  $f_{o1}$  e a força de entrada continuar a atuar, a barra flexível do lado de  $F_{o2}$  deixará de se mover e as barras irão começar a dobrar. À medida que a flexão das barras se acentua, a energia potencial elástica das barras flexíveis aumenta e a força de tração de  $f_{o2}$  também aumenta. Quando a força de tração de  $f_{o2}$  supera a carga externa, a barra flexível do lado  $f_{o2}$  começa a mover-se novamente, redistribuindo as forças de saída. Estas barras normalmente têm uma função mais importante que o próprio tendão, pois além terem a capacidade de puxar como o tendão, também são capazes de “empurrar” (Xu et al., 2015).

- 3º Opção

A 3º opção provém de uma adversidade de um adereço não obrigatório para uma prótese do membro superior, mas que muitas das vezes é fundamental em questões de estética e aderência nos movimentos de preensão, nomeadamente as luvas cosméticas. Normalmente, estas luvas são feitas de silicone ou de policloreto de vinil (PVC), o que induz um ponto negativo na prótese. Esta característica nefasta traduz-se na rigidez adicional que este adereço impõe e que dificulta a flexão das articulações do dedo, necessitando assim de um binário de entrada maior. Como é evidente, o mecanismo apresentado a seguir não teve como principal foco o dimensionamento mecânico de um sistema para promover os movimentos de flexão e extensão, contudo este pequeno mecanismo poderá vir a ser utilizado futuramente para promover um binário de entrada maior, podendo, deste modo, os atuadores em questão fornecerem um binário menor.

A rigidez parasita oferecida pela luva pode ser compensada por uma mola. A figura 56 (a) apresenta um gráfico força versus deslocamento de uma mola linear típica. Quando essa mola é esticada (deslocamento aumenta), a força de tração da mola também aumenta linearmente. Para permitir um movimento sem que seja necessária força adicional, pode ser utilizada uma mola que tenha exatamente o mesmo comportamento com o sentido de força oposto. Basicamente, esta explicação entre duas molas tem como objetivo explicar o intuito do sistema em questão em que a luva cosmética oferece uma força num sentido, e para contrabalançar, a mola oferece uma força no sentido oposto.

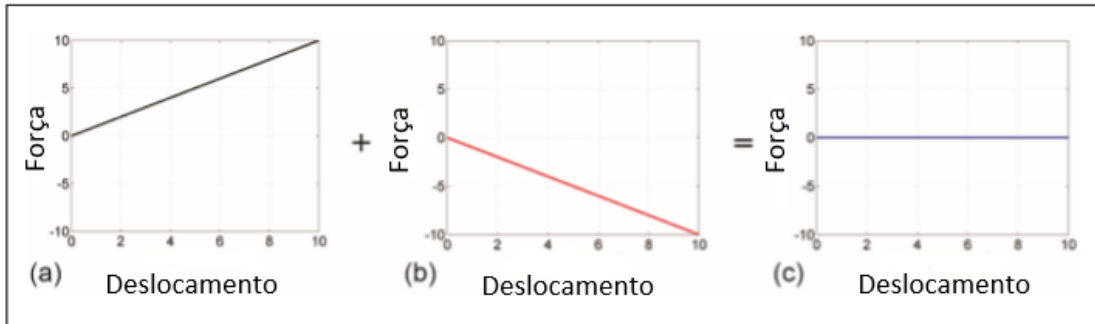


Figura 56: Gráfico Força versus Deslocamento de uma mola (Smit *et al.*, 2014).

Smit *et al.* (2014) construiu um protótipo de maneira a constatar este fenômeno. Antes de avançar para o protótipo, é necessário ter consciência do princípio físico por detrás deste mecanismo. Para tal, é analisado um sistema constituído por uma mola, juntamente com duas barras e uma junta, como mostra a figura 57. Quando o ângulo alfa aumenta, a mola afasta-se do eixo da junta e o braço aumenta, nisto a mola vai diminuindo o seu comprimento, resultando numa força menor. Portanto, neste caso, na posição inicial, a mola já se encontra com alguma energia potencial acumulada de maneira a contrariar a rigidez imposta pela luva. O momento na articulação ( $M_{mola}$ ) corresponde ao produto do braço pela força da mola. Naturalmente, existem várias variáveis na mola como constante elástica, dimensões e configuração da mola, de forma a que o binário da junta proporcionado pela mola diminua quando o deslocamento do ângulo alfa aumenta. Este fenómeno encontra-se representado na figura 56 (b), onde é possível observar um declive negativo.

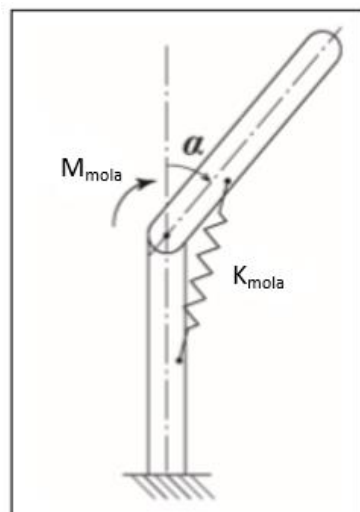


Figura 57: Esquema do princípio físico (Smit *et al.*, 2012).

Para finalizar, é feita uma breve análise ao protótipo elaborado por Smit *et al.* (2014). Como é possível visualizar pela figura 58, foram feitas duas grelhas em cada uma das barras,

nomeadamente grelhas 4x3 mm, permitindo assim ter várias configurações para a aplicação da mola. Posto isto, estando o sistema preparado para a aplicação deste mecanismo da mola, falta apenas explicar a função dos restantes componentes. Na figura 59 estão representadas todas as forças que atuam na falange e na articulação. Explicitando, a força da luva faz com que os dedos se mantenham esticados dificultando a flexão dos dedos, provocando um momento anti-horário. De realçar, que existe ainda outra força que provoca um momento anti-horário, nomeadamente uma contra massa que servirá para que depois de realizado o movimento de flexão, haja um movimento de extensão, voltando os dedos à posição inicial. Para promover um binário horário, é utilizado um cabo que representa a energia de entrada do sistema para realizar o movimento de flexão, complementando-se com o mecanismo inovador da mola, explicado anteriormente. As forças representadas por  $F_a$  são as reações da articulação e não interferem no binário. O alcance do movimento da falange é indicado pela magnitude do ângulo  $\alpha$ .

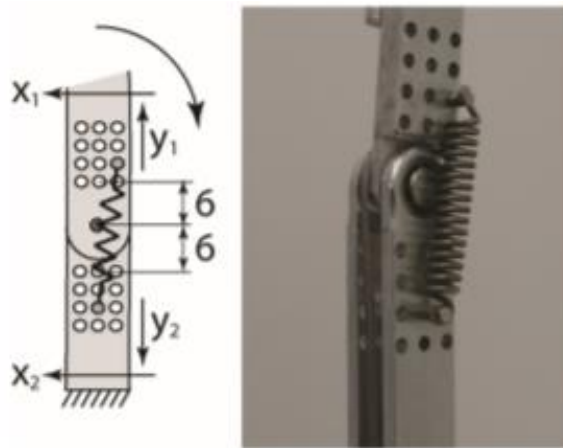


Figura 58: Grelha 4x3 (Smit *et al.*, 2014).

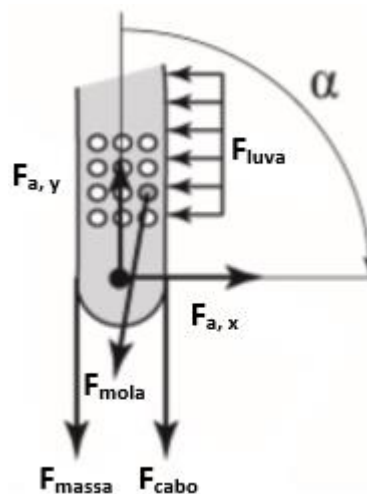


Figura 59: Representação das forças (Smit *et al.*, 2014).

- 4º Opção

A quarta opção é dada por Chang *et al.* (2004), em que este oferece um mecanismo bastante simplista com apenas 1 atuador. A figura 60 permite constatar esta situação, em que a engrenagem de maior dimensão (Junta A) representa a engrenagem motora que irá fornecer ao sistema toda a energia necessária onde, posteriormente, através de alavancas e pares de engrenagens, a prótese irá promover um único movimento de preensão. Este sistema, embora seja bastante simplista e de baixo custo, não proporciona ao utilizador uma grande funcionalidade, pois além de ter um movimento de preensão bastante restrito, podem existir vários objetos com geometrias fora do comum que não se adaptem ao movimento de pressão fornecido por esta prótese.

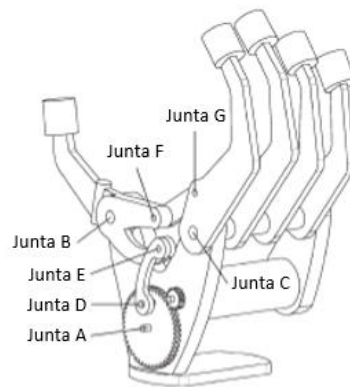


Figura 60: Mecanismo dimensionado por Chang *et al.* (2004).

- 5º Opção

A quinta opção nasce da autoria do projetista, porém após uma pesquisa minuciosa existe uma forte probabilidade de que este tipo de mecanismo já estar a ser utilizado em alguma prótese para o membro superior. No entanto, nos dias de hoje, existem uma grande variedade de mecanismos utilizados para promover o movimento dos dedos de uma prótese, muitos deles não divulgados.

Enfocando o mecanismo em questão, a ideia fundamenta-se em prender um fio ao ponto mais distal do dedo, ou seja, à ponta da falange distal. Para prender os fios, o método idealizado consiste num conjunto de nós no mesmo ponto do fio, aumentando assim drasticamente o volume naquele ponto e impedindo o fio de passar por um furo que se encontrará na ponta da falange distal. Para maximizar o binário, além de este furo se encontrar na face da extremidade da falange distal, é crucial que este furo também se localize o mais longe possível do ponto de rotação, ou seja, o mais longe possível das

articulações, aumentando assim o braço e consequentemente o binário. De referir, que este tipo de mecanismo irá possibilitar o movimento de extensão e flexão, existindo assim a necessidade de duplicar todos os elementos, havendo assim dois furos e dois fios, conforme é apresentado na figura 61.

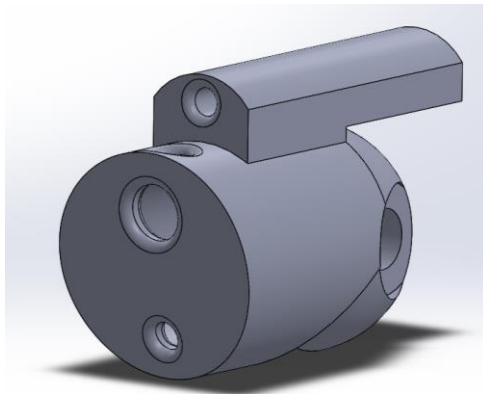


Figura 61: Mecanismo dos movimentos de flexão e extensão.

Em relação às articulações, numa primeira ideia idealizou-se que estas poderiam ser constituídas por pinos que encaixariam por pressão, conforme mostra a figura 62.

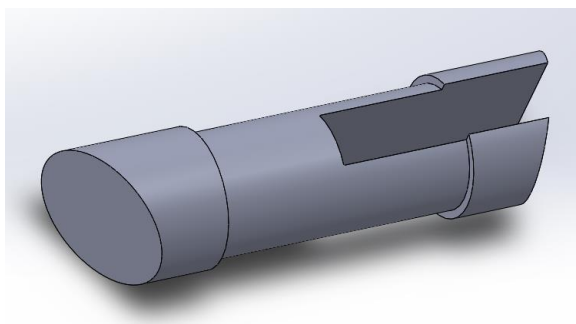


Figura 62: Articulações constituídas por pinos.

No entanto, numa primeira versão do protótipo, optou-se por utilizar parafusos e porcas (figura 63). Uma alternativa a esta última escolha seria o uso de eixos e rolamentos, promovendo assim um menor atrito, contudo estes elementos iriam ter impacto no peso e no custo.

Posto isto, acoplada ao atuador estará uma polia, sendo que previamente na instalação os dois fios estarão esticados na posição inicial do motor, à medida que o motor girar um fio irá folgar e o outro irá exercer uma força na ponta da falange distal de maneira a existir um movimento de rotação.

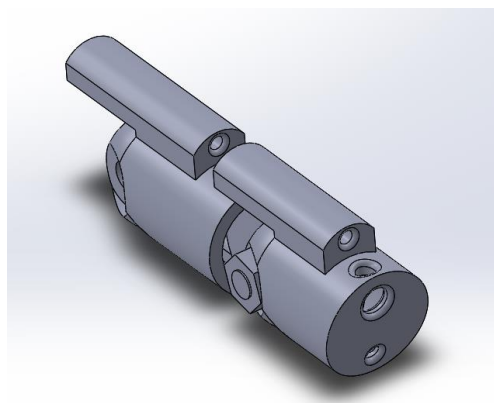


Figura 63: Articulações constituídas por parafusos e porcas.

Em síntese, é possível concluir que existem mais mecanismos para além dos apresentados, mas que no fundo pouco divergem, pois no final a grande maioria acaba por usar os mesmos componentes. Um outro aspeto bastante importante a realçar é que, mesmo as maiores empresas que se dedicam à produção e dimensionamento de próteses mioelétricas, tendem a produzir sistemas sub-atuados pois, como já referido, este tipo de sistemas possuem um número menor de atuadores em comparação com o número de graus de liberdade.

No passo seguinte definiu-se qual o melhor mecanismo a utilizar através de uma tabela de decisão. Novamente, a escala utilizada nesta tabela de decisão está compreendida entre 1 e 5, sendo que o mecanismo escolhido corresponde à opção de maior pontuação. Assim sendo, conclui-se que o melhor mecanismo é o da opção 5, como comprova a tabela 11. De realçar, que o critério estética é referente à fluidez dos movimentos da perspetiva do não utilizador.

Tabela 11: Matriz de decisão - 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	
Critério	Importância (W)	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N
Custo	5	2	10	3	15	4	20	5	25	4	20
Peso	4	3	12	3	12	3	12	2	8	5	16
Funcionalidade	3	5	15	5	15	5	15	2	6	5	15
Robustez	2	4	8	4	6	5	10	5	10	3	6
Estética	1	3	3	3	3	4	3	1	1	4	4
Total	-	-	48	-	51	-	60	-	50	-	61

De seguida, abordaram-se algumas características do polegar devido ao facto de este ser um dedo especial. Como referido anteriormente, os dedos indicador, médio, anular e mínimo apenas são tidos em consideração os movimentos de extensão e flexão, onde o mecanismo escolhido para esta tarefa encontra-se mencionado na tabela 11. Contudo, estes quatro dedos também permitem os movimentos de adução e abdução, porém, além de terem pouca amplitude no movimento, também têm pouco impacto nas tarefas do dia a dia. Como tal, decidiu-se que o dispositivo protético não irá proporcionar estes movimentos nestes quatro dedos. Em relação ao polegar, o cenário muda de figura, pois este tem um impacto extremo nas tarefas diárias. Desta forma, optou-se que este dedo tenha a capacidade de proporcionar movimentos de adução/abdução e conseqüente oposição/reposição, além dos movimentos de flexão e extensão que já é capaz de fazer devido ao mecanismo eleito para os restantes dedos. Novamente, através da literatura e após diversas críticas foram aceites os seguintes mecanismos:

- 1º Opção

A primeira opção é dada por Fajardo *et al.* (2017) constituída por um mecanismo que necessita de dois atuadores. Um atuador está localizado no metacarpo do polegar e é responsável pelos movimentos de abdução e adução. O segundo atuador situa-se na articulação metacarpofalângica do polegar e é responsável por girar o polegar 15 graus em relação ao plano da palma da mão. Este mecanismo possui uma engrenagem cônica e uma engrenagem helicoidal, trabalhando como um par de engrenagens de maneira a transmitir o binário do atuador. Como mostra a figura 64, os eixos de cada engrenagem formam um ângulo de 15 graus.

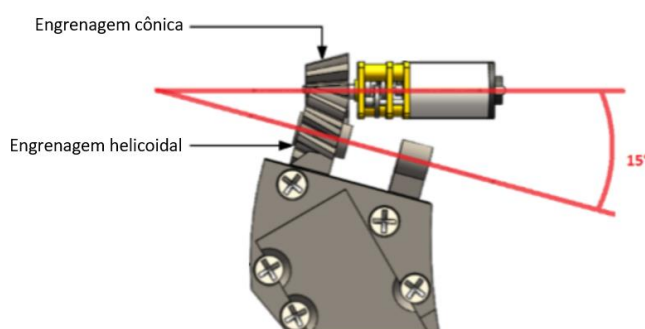


Figura 64: Mecanismo para o polegar de Fajardo *et al.* (2017).

- 2º Opção

O polegar é um dedo especial, pois tem a capacidade de se mover sozinho, independentemente dos outros dedos, afirma Yong *et al.* (2019). O mecanismo

dimensionado por este autor é constituído por dois motores que fornecem dois graus de liberdade, nomeadamente os movimentos de flexão/extensão e adução/abdução. Naturalmente, o foco concentra-se na parte do sistema que permite os movimentos de adução e abdução, pois o mecanismo para realizar flexão e extensão já foi escolhido previamente. Como é possível observar pela figura 65, o sistema é composto pelos motores 2 e 3.

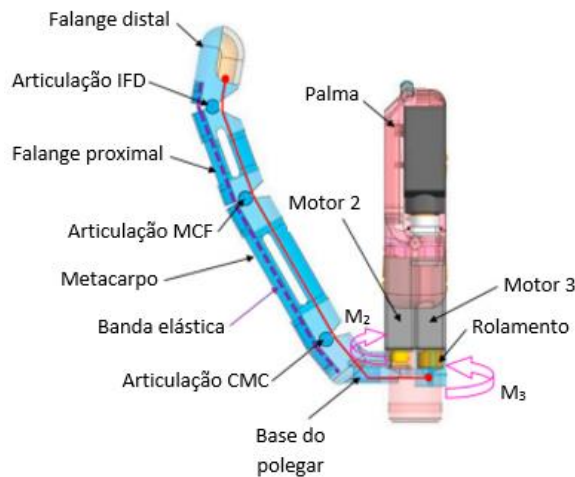


Figura 65: Mecanismo para o polegar (Yong *et al.*, 2019).

O motor 2 é responsável pelos movimentos de adução e abdução, sendo este o motor alvo de estudo. Este encontra-se ligado à base do polegar e permite que o polegar gire para dentro ou para fora. No entanto, esta é a única informação referente ao motor 2. Contudo, daquilo que foi possível observar, muito provavelmente este movimento dá-se novamente a partir de um par de engrenagens.

- 3º Opção

O próximo mecanismo é dado por Gopura e Bandara (2018) que já anteriormente tinham contribuído com um mecanismo para os movimentos de flexão e extensão. Para os movimentos de adução e abdução, foi dimensionado um sistema que é constituído novamente por um par de engrenagens helicoidais com uma taxa de redução de 35:1, estando estas dispostas perpendicularmente, conforme é possível observar pela figura 66.

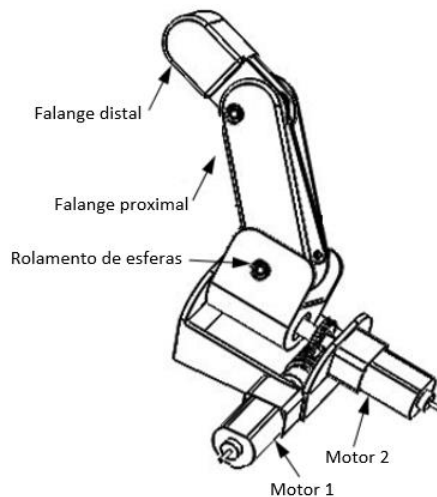


Figura 66: Mecanismo do polegar de Gopura e Bandara (2018).

- 4º Opção

A quarta e última opção parte da autoria do engenheiro projetista. Numa primeira fase, optou-se em dimensionar um sistema constituído por uma engrenagem cónica engrenada a uma engrenagem helicoidal (figura 67), onde a potência do sistema provinha do atuador de maneira a permitir os movimentos de adução e abdução.

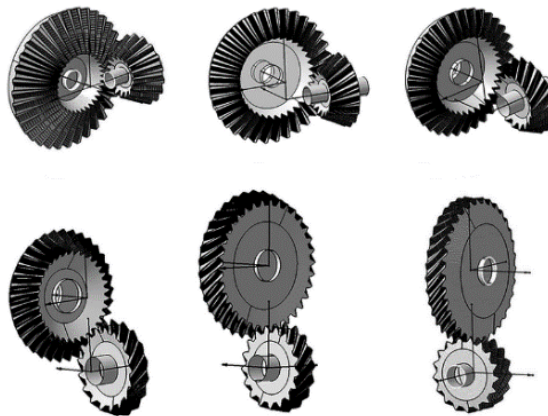


Figura 67: Mecanismo com uma engrenagem cónica e uma engrenagem helicoidal (Park, 2017).

Contudo, além do espaço disponível não ser suficiente para este mecanismo, um dos grandes objetivos deste projeto passa por aplicar sempre alguma inovação e, como tal, este mecanismo não é exceção. Portanto, dado o espaço disponível, optou-se por sistema de constituído por uma correia, como mostra a figura 68.

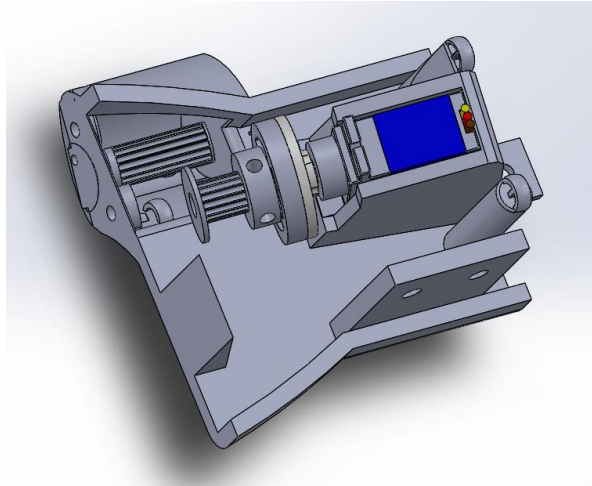


Figura 68: Mecanismo dos movimentos de abdução e adução.

Embora na figura não esteja representada a correia devido ao facto de o software destinado ao CAD deste projeto ser bastante complexo no que toca ao *assembly* de elementos flexíveis, é perceptível onde esta mesma iria encaixar. Salientando, 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. Na outra parte da correia estará, a peça que irá ficar na mão e será aparafusada às falanges do polegar. Esta poderá ser impressa com o devido encaixe para a correia em questão ou então posteriormente poderá ser alterada de maneira a encaixar numa segunda polia da correia.

Novamente, o mecanismo é escolhido através de uma matriz de decisão com a mesma escala de avaliação das anteriores, conforme é possível visualizar pela tabela 12.

Tabela 12: Matriz de decisão – 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	
Critério	Importância (W)	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N	Nota (N)	W x N
Custo	5	3	15	3	10	3	15	3	15
Peso	4	3	12	3	12	3	12	4	16
Funcionalidade	3	3	9	3	9	3	9	3	9
Robustez	2	3	6	3	6	3	6	2	6
Total	-	-	42	-	42	-	42	-	46

Em síntese, conclui-se que o estudo acerca do mecanismo do polegar acabou por ser inconcludente devido a vários motivos. O primeiro está relacionado com as empresas que comercializam este tipo de produtos, pois estas tentam ao máximo esconder os mecanismos das suas próteses com o intuito de não serem replicadas ou de não serem alvo de estudo para melhoria. Por outro lado, na literatura, em termos académicos, é pouca a informação disponibilizada em relação às soluções para o mecanismo do polegar. Por fim, da pouca informação que se encontra, toda tende a convergir para a mesma solução, onde basicamente o sistema é composto por um par de engrenagens com dois atuadores que possibilitam os movimentos de abdução e adução. A própria matriz de decisão do mecanismo do polegar reflete esta situação onde, na opinião do engenheiro projetista, acaba por ser bastante inconclusiva. Contudo, é para isto que dissertações como esta e outros projetos académicos servem, na tentativa de utilizar os mecanismos existentes da melhor maneira possível para obter um produto final melhor ou, por outro lado, através de vários métodos de *brainstorming*, idealizar e dimensionar um novo mecanismo conjugando com os mecanismos já existentes para no final obter sempre o mesmo objetivo, um produto otimizado.

De seguida, o próximo passo teve como finalidade a escolha do microcontrolador que melhor se adequa a este projeto. Assim sendo, optou-se pelo arduino principalmente devido ao seu custo e curva de aprendizagem. Esta escolha advém também dos requisitos de projeto pois, não havendo a parte de captação de sinais o arduino é suficientemente capaz de satisfazer as necessidades do projeto.

Dentro da gama de arduinos disponíveis, optou-se pelo Arduino MEGA 2560, constituído por 54 saídas digitais dos quais 14 são PWM, sendo estas as saídas mais importantes devido ao controlo dos servomotores. Dispõe também de 16 saídas analógicas, sendo esta uma placa recomendada para impressoras 3D e projetos de robótica. Este arduino pode ser visualizado pela figura 69 (Arduino MEGA 2560, 2019).

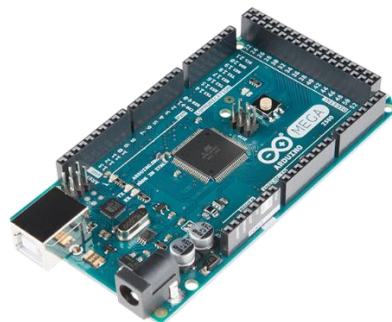


Figura 69: Arduino Mega 2560.

Posto isto, estão reunidas todas as condições para passar à etapa do projeto de detalhe. Todos os componentes da prótese encontram-se devidamente escolhidos através de matrizes de decisão. Em relação às dimensões da prótese, os dados antropométricos puseram fim às variáveis, obtendo assim valores concretos.

### 3.4 Projeto de detalhe

Nesta etapa são realizados todos os cálculos necessários e é apresentada a parte mais demorosa e trabalhosa de todo o projeto, nomeadamente o desenho assistido por computador (CAD). Como tal, esta secção é dividida em diversas subsecções, abordando cada uma das peças desenvolvidas em CAD.

#### 3.4.1 Polias

Primeiramente, são abordadas as polias que estão intimamente relacionadas com o mecanismo de flexão e extensão. Como já referido anteriormente, para este mecanismo são usados dois fios, um para o movimento de flexão e outro para movimento de extensão. Para este projeto, é suficiente usar um fio de pesca com um diâmetro de 0,4 mm pois, além de apresentar pequenas dimensões, possui uma elasticidade baixíssima e uma elevada resistência. Numa das pontas de cada de fio é feito um conjunto de nós no mesmo ponto de maneira a aumentar drasticamente o volume e impedir a passagem no furo, tal como ilustrado na figura 70. Na figura apenas se encontra representado o fio que permite flexão. Naturalmente, é necessário repetir este processo com um outro fio para o furo de cima, possibilitando assim também a sua extensão.

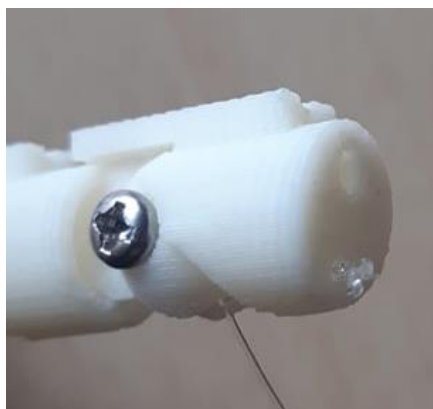


Figura 70: Fio na extremidade da falange distal.

Posto isto, falta idealizar um sistema que permita conectar a outra extremidade do fio ao motor de maneira a transmitir a força. Nesta situação, numa fase inicial, idealizou-se usar as flanges que advêm de fábrica com os servomotores MG92B. No entanto, além do guiamento do fio não ser o melhor caso se usasse as flanges apresentadas na figura 71, o

deslocamento dos fios nesta opção corresponderia a uma função seno, isto é, caso o dedo não ficasse completamente flexionado ou estendido num ângulo bastante reduzido, este iria começar a ter um efeito contrário. Assim sendo, verificou-se que esta não seria a melhor opção, e como tal, para garantir um deslocamento linear do fio, optou-se então por dimensionar polias para esta situação.



Figura 71: Flanges dos servomotores.

Como é sabido, os dedos têm dimensões diferentes e, como tal, o deslocamento que a ponta da falange distal percorre também difere de dedo para dedo. Desta forma, é necessária uma polia de dimensão diferente para cada dedo. Para exemplificar o cálculo das dimensões de uma polia são usados valores aleatórios de deslocamento do fio de cima (fio de extensão) e do fio de baixo (fio de flexão). Deste modo, assumiu-se que o fio de cima percorre 5 cm e o fio de baixo percorre 3 cm. O perímetro da polia, ou seja, o deslocamento do fio numa volta da polia, é dado pela equação (1).

$$\text{Perímetro} = 2 * \pi * R \quad (1)$$

No entanto, antes de realizar o cálculo, existe um aspeto muito importante capaz de refutar a veracidade deste mesmo. No *datasheet* do servomotor MG92B é mencionado que este motor apenas descreve  $180^\circ$ , ou seja, a equação do deslocamento do fio não poderá ser multiplicada por  $2\pi$ , mas sim por  $\pi$ . Foi possível obter um exemplar deste servomotor numa fase inicial do projeto, podendo assim tirar uma conclusão importante acerca deste mesmo. O servomotor em estudo (MG92B), devido a questões técnicas ou a questões de uso, na realidade, apenas rotaciona cerca de  $160^\circ$  a  $170^\circ$ . Este dado relevou-se muito importante, pois caso os cálculos fossem realizados para  $180^\circ$ , o dedo não iria flexionar ou estender completamente.

Assim sendo, reformulando a equação do deslocamento dos fios para um ângulo de  $150^\circ$ , esta apresenta a seguinte forma:

$$\text{Deslocamento do fio} = \frac{5*\pi}{6} * R \quad (2)$$

Posto isto, o diâmetro das duas polias pode ser obtido substituindo o deslocamento percorrido por cada fio na equação (2), tal como é apresentado nas equações (3) e (4).

$$\text{Deslocamento do fio} = \frac{5*\pi}{6} * R \Leftrightarrow 5 = \frac{5*\pi}{6} * R \Leftrightarrow R \approx 1,91 \text{ cm} \Leftrightarrow D \approx 3,82 \text{ cm} \quad (3)$$

$$\text{Deslocamento do fio} = \frac{5*\pi}{6} * R \Leftrightarrow 3 = \frac{5*\pi}{6} * R \Leftrightarrow R \approx 1,14 \text{ cm} \Leftrightarrow D \approx 2,28 \text{ cm} \quad (4)$$

De relembrar que, estes valores são apenas de demonstração e que, para saber a dimensão exata de cada polia, é necessário obter a impressão 3D de cada dedo e verificar qual o deslocamento de cada fio.

Após saber a dimensão das polias, surge outra dificuldade relativamente ao encaixe destes componentes. Explicitando, para cada dedo são necessárias duas polias concêntricas com o motor, contudo, é obrigatório o uso da peça de fábrica (flange) do servomotor pois as impressoras 3D disponíveis não são capazes de produzir uma peça com o rigor e a precisão necessária de modo a recriar as saliências no eixo de saída do servomotor. Com isto surgem duas questões, uma primeira remetente às polias, se estas devem estar as duas separadas ou, se seria melhor unir numa peça só, e como é que as polias se vão unir à flange, que por sua vez esta encontra-se acoplada ao motor. Optou-se pelo seguinte formato das polias, como mostra a figura 72.

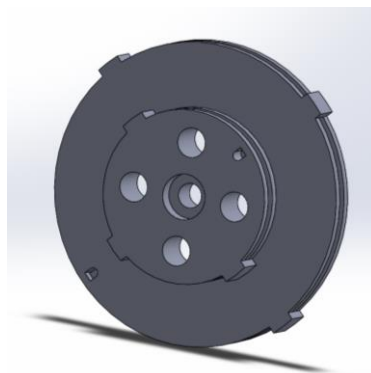


Figura 72: Polias.

Explicando a figura anterior, como é possível observar, optou-se pelas duas polias estarem acopladas e concêntricas em pré-impressão, pois não existia nenhum entrave a que estas já

viesses unidas pós-impressão, facilitando assim o processo de montagem. Cada polia apresenta uma espessura de 3 mm possuindo assim alguma robustez e tendo assim uma largura aceitável para poder criar uma “pista” admissível para o fio (figura 73). Como é possível observar, foram criadas saliências na parte de fora da pista de modo a ajudar o guiamento do fio, impedindo este mesmo de sair da polia. Existem ainda dois furos muito pequenos exatamente com a mesma direção que permitem a instalação dos fios nas pistas das polias.

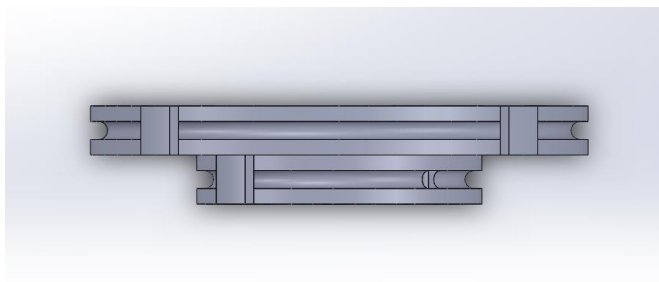


Figura 73: Pistas das duas polias.

Em relação aos furos maiores, no centro encontra-se um furo com um diâmetro de 2,5 mm onde, por sua vez, existe também um furo concêntrico de pequena profundidade para a cabeça do parafuso. Após a montagem do conjunto, este furo permitirá aparafusar um parafuso M2,5 de maneira a garantir que este ficará preso ao motor, pois dada as dimensões das peças e os binários exercidos, facilmente poderá existir um desacoplamento. É de realçar que, só é possível esta situação devido ao facto de o eixo de saída do motor vir dimensionado com a possibilidade de ser aparafusado por um parafuso M2,5. Os outros quatro furos têm como objetivo unir a flange às polias, seja qual for a geometria das flanges, pois como foi possível observar na figura 71, estas podem assumir várias formas. A figura 74 apresenta o encaixe entre uma polia e uma flange circular através de parafusos.

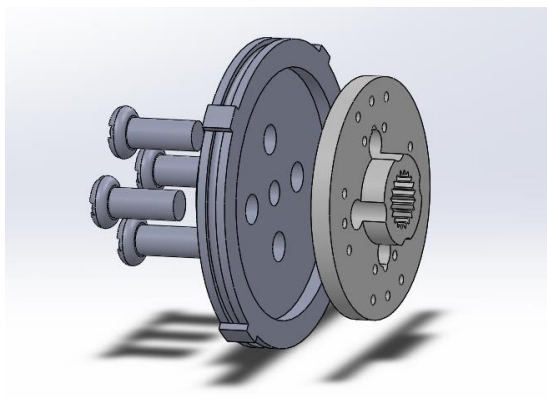


Figura 74: Encaixe da flange às polias.

Para este encaixe foram selecionados parafusos M3 pois, além de estes serem os mais comuns, são a melhor escolha tendo em consideração as dimensões das peças e os esforços a que estão sujeitos, fazendo assim com que sejam economicamente mais favoráveis. A utilização de parafusos M4 poderia ser considerado um conjunto sobredimensionado e, por outro lado, um parafuso M2,5 até seria aceitável, porém não é tão economicamente favorável como o parafuso M3.

Para finalizar o assunto acerca das polias, falta referir a geometria utilizada nas pistas. Para ajudar a entender esta questão é apresentada a figura 75, onde é possível observar as diferentes geometrias das pistas das polias.

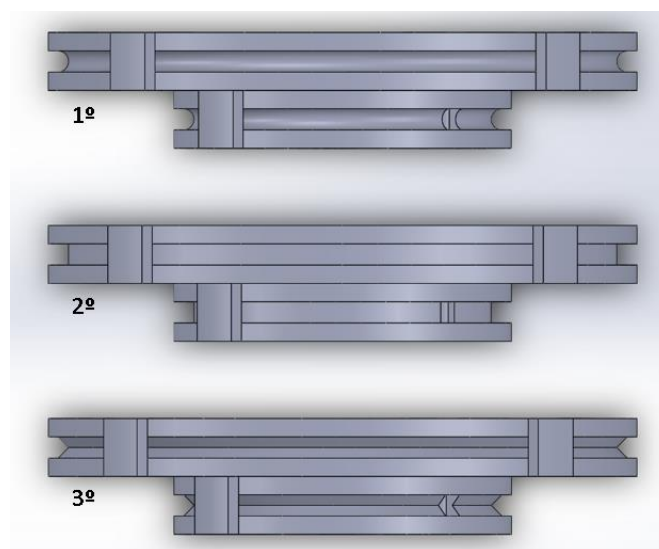


Figura 75: Diferentes geometrias das pistas das polias

A geometria escolhida para as pistas foi a 1º pois é a que apresenta maior fiabilidade para o sistema. Justificando, esta geometria é a que garante maior área de contacto com o fio, garantido assim um maior atrito, tendo assim menores probabilidades de existir escorregamento.

### 3.4.2 Dedos

Para a conceção dos dedos foi necessário assumir algumas suposições. Primeiramente, se for realizado um corte transversal num dedo humano, observa-se que este assume uma secção algo irregular, no sentido em que não se identifica como sendo uma forma comum, como um retângulo ou um círculo. No entanto, esta secção tem mais semelhanças com um círculo do que propriamente com um retângulo e, como tal, optou-se por considerar os dedos como sendo cilindros, facilitando assim o seu desenho 3D. Consultando os dados antropométricos e impondo algumas alterações, foram desenhadas as falanges de cada

dedo, tendo sempre em consideração uma proporção coerente no comprimento das falanges. De constatar que, o polegar apenas é constituído por duas falanges, de modo a replicar a mão humana, sendo a estética também um dos grandes objetivos deste projeto.

Abordando o procedimento de desenho das falanges, optou-se por estas serem ocas, invés de serem elementos maciços. Para tal, foi realizada uma operação no software que retira uma das faces, ficando as restantes com uma espessura de 1,5 mm (figura 76). Deste modo, além de diminuir o peso destes elementos da prótese, existe também um impacto positivo na parte económica devido à diminuição de material na impressão 3D.

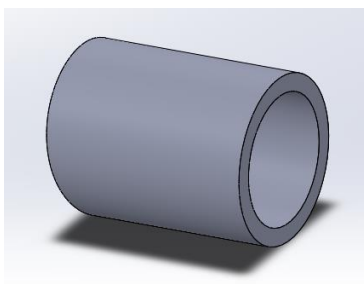


Figura 76: Falange.

Na extremidade de cada falange distal foi realizado um corte circular com o intuito de assemelhar esta face da peça à ponta dos dedos.

As falanges de cada dedo são unidas a partir dos furos concêntricos nas devidas saliências através de parafusos M3, conforme mostra a figura 77. Neste caso, optou-se novamente por parafusos M3, pois estes adequam-se às dimensões e forças sujeitas nos dedos e, como já referido, são economicamente mais favoráveis.

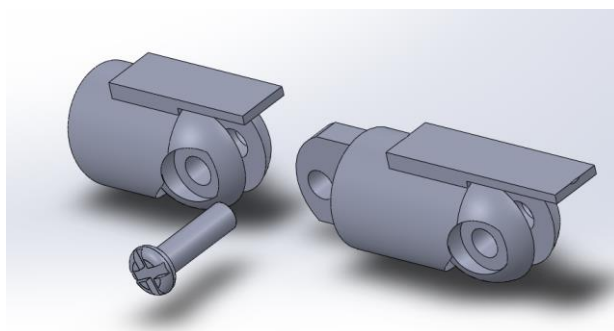


Figura 77: Montagem das falanges.

Naturalmente, os dedos irão possuir diâmetros diferentes, sendo este valor crescente do dedo mínimo até ao polegar, exceto o dedo anular que assume as mesmas dimensões que o

indicador. Como tal, embora todos os dedos usem parafusos M3, o comprimento dos parafusos irá aumentar conforme o diâmetro. Este assunto irá ser abordado na secção da Montagem. Foi também tido em consideração as dimensões das porcas e das cabeças dos parafusos, tanto em diâmetro como em profundidade, de maneira a criar os furos com as devidas dimensões.

Para finalizar, são apresentados os furos realizados para a passagem dos fios. Felizmente, foi possível observar o funcionamento deste sistema num caso prático, ou seja, foram impressas as falanges de um dedo juntamente com uma pequena parte da mão de maneira a estudar o conjunto dimensionado. Graças a este estudo foi possível observar vários erros que não foram considerados numa fase teórica. Abordando primeiramente o fio de cima, numa primeira fase as falanges apresentavam pistas “abertas”, conforme mostra a figura 78.

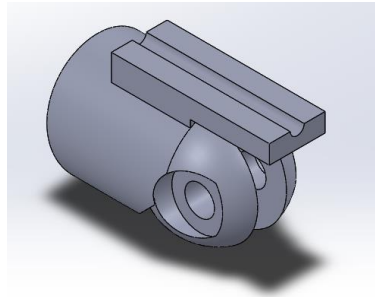


Figura 78: 1º Versão – Fio de cima.

O grande inconveniente desta primeira versão surgia quando o fio de cima se encontrava folgado, resultando numa grande tendência para este sair da pista. Posteriormente, quando o dedo voltava a estender-se, o fio já não voltava à pista, tendo como consequência uma alteração no deslocamento do fio, colocando assim todo o funcionamento do mecanismo em causa. Como tal, a solução passou por “fechar” esta pista, fazendo com que o fio passasse por um furo conforme mostra a figura 79.

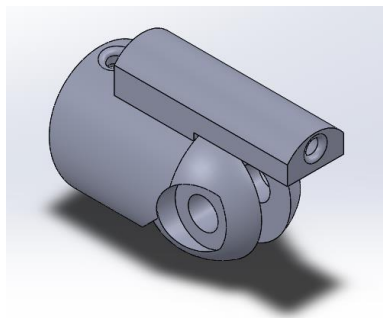


Figura 79: 2º Versão – Fio de cima.

Em relação ao fio que permite o movimento de flexão (fio de baixo), foi também identificado um problema. Neste caso, a grande dificuldade era o momento que o fio era capaz de promover, isto é, mesmo aplicando uma força bastante elevada, o momento gerado não era suficiente para o dedo flexionar completamente, devido ao valor do braço ser tão pequeno, pois o momento é dado pela equação (5):

$$M = F * R \quad (5)$$

Assim, o braço do momento era um valor tão pequeno pois o fio percorria as falanges muito perto da articulação, como é possível observar pela figura 80.

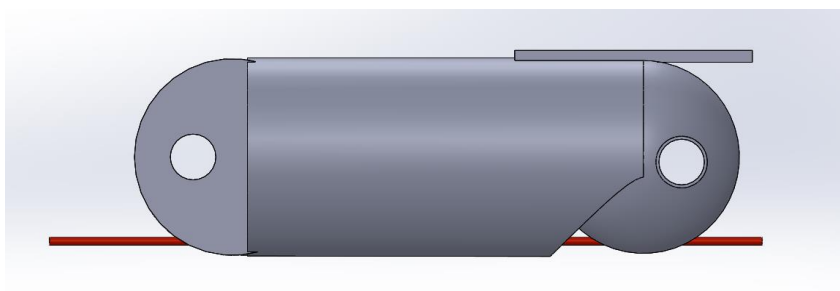


Figura 80: 1ª Versão - Fio de baixo.

Numa segunda versão, foram feitas as devidas alterações de maneira a solucionar este problema. Assim sendo, foram realizadas duas alterações. Primeiramente, foi alterada a secção do furo, isto é, em vez de o furo percorrer uma secção circular, irá percorrer uma secção oval, permitindo assim, por muito pouco que seja, aumentar o valor do braço (figura 81).

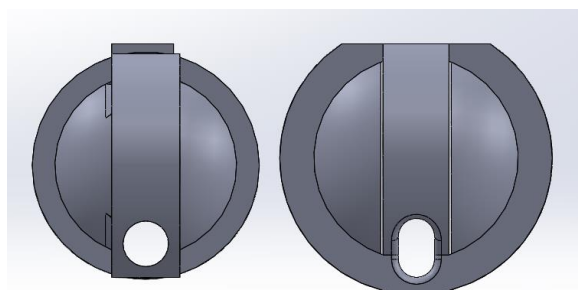


Figura 81: Secção do furo do fio de baixo.

A segunda alteração é deveras a mais importante e a que teve o maior impacto para o bom funcionamento deste mecanismo. Nesta alteração, foi realizado um corte na saliência que se encontra fora do corpo da falange, permitindo assim que o fio passasse bem distante da articulação (figura 82).

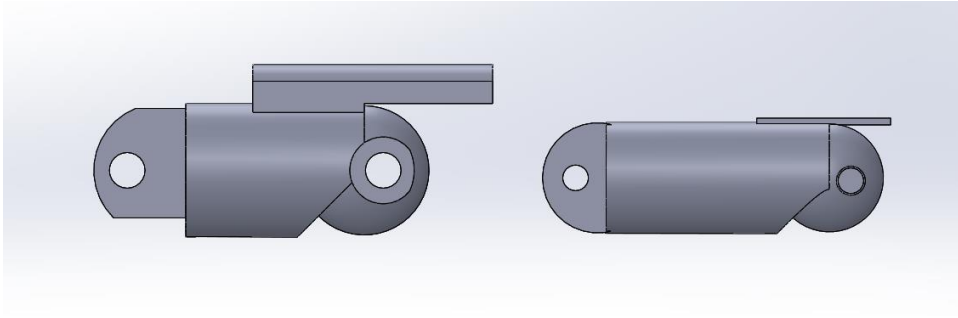


Figura 82: 2ª Versão - Fio de baixo.

É notório por esta última figura que os dedos foram sofrendo bastantes alterações até à conceção do protótipo, o que retrata a essência de um projeto, isto é, a tentativa de obter um produto melhor, estando sempre este sujeito a constante melhoria.

### 3.4.3 Peça de encaixe do dedo anular

A peça de encaixe do dedo anular surge devido a uma dificuldade na montagem. Explicitando, à medida que o CAD deste projeto foi sendo elaborado, existiu sempre uma tarefa em paralelo que consistia na certificação de haver um procedimento de montagem executável para o CAD que estava a ser concebido. O primeiro entrave à montagem surge na instalação dos dedos na mão, como mostra a figura 83.

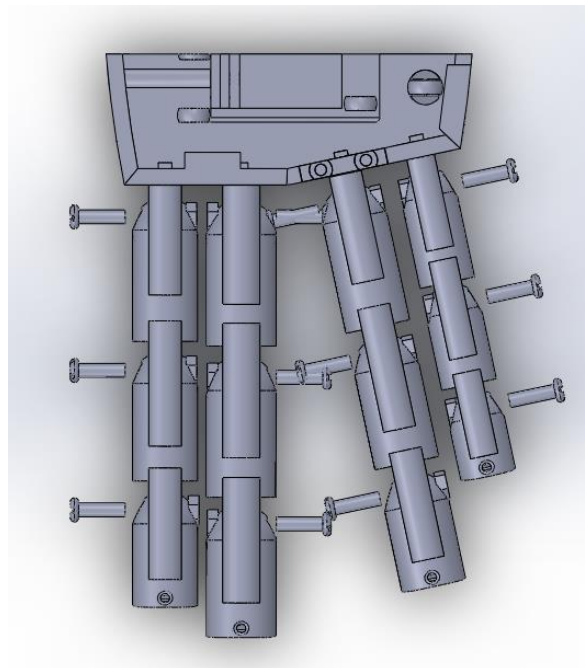


Figura 83: Montagem dos dedos.

Como é possível observar, os dedos indicador e mínimo poderiam ser montados sem nenhum problema, contudo nos dedos anular e médio iria existir interferência no ato de

aparafusar, até porque na figura estão a ser utilizados parafusos M3 10 mm, e é possível garantir desde já que o comprimento dos parafusos para o dedo médio e anular terá de ser maior, podendo atingir um comprimento de 12 a 16 mm. Como tal, foi necessário pensar numa solução para este problema, surgindo assim a peça de encaixe para o dedo anular. Esta peça irá permitir que o dedo médio seja primeiramente aparafusado sem a presença do dedo anular e posteriormente este último é montado na mão já com a peça de encaixe aparafusada. Explicitando, numa primeira fase, deverão apenas ser montados os dedos mínimo, médio e indicador na mão, conforme mostra a figura 84.

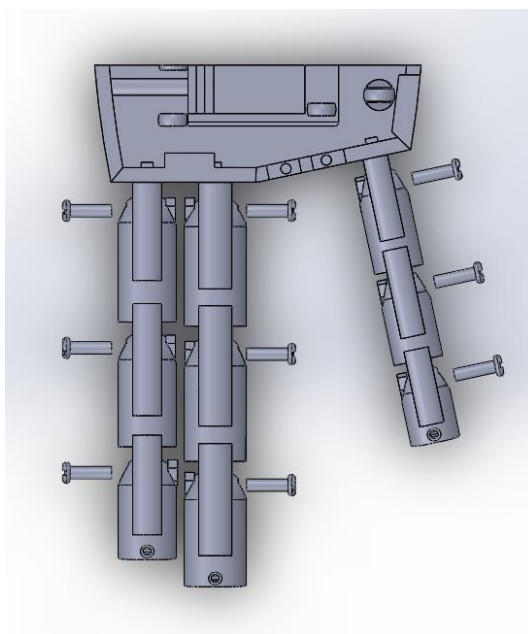


Figura 84: 1º Fase da montagem dos dedos.

De seguida, as falanges do dedo anular devem ser unidas através de parafusos e, posteriormente, a extremidade da falange proximal deve ser aparafusada à peça de encaixe, ilustrada na figura 85.

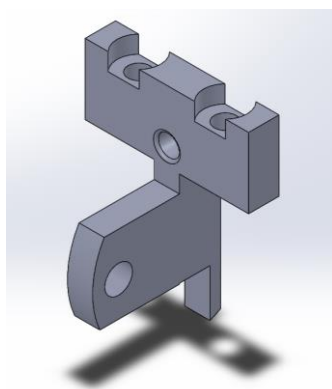


Figura 85: Peça de encaixe do dedo anular.

Após a peça de encaixe estar devidamente unida com o dedo anular, este conjunto é aparafusado na mão através de dois parafusos M2,5. Neste caso, a escolha da dimensão dos parafusos é limitada pela espessura da mão, pois esta apenas possui uma espessura de 3,5 mm. Como tal, numa primeira fase poderia existir a tentativa de aplicar parafusos M3, porém a impressão 3D limita esta decisão. Assim, neste caso, as margens ficariam limitadas com uma espessura de 0,25 mm o que seria muito suscetível a partir, devido às propriedades mecânicas do filamento utilizado na impressão 3D.

Para facilitar a perceção da 2ª fase da montagem dos dedos é apresentada a figura 86.

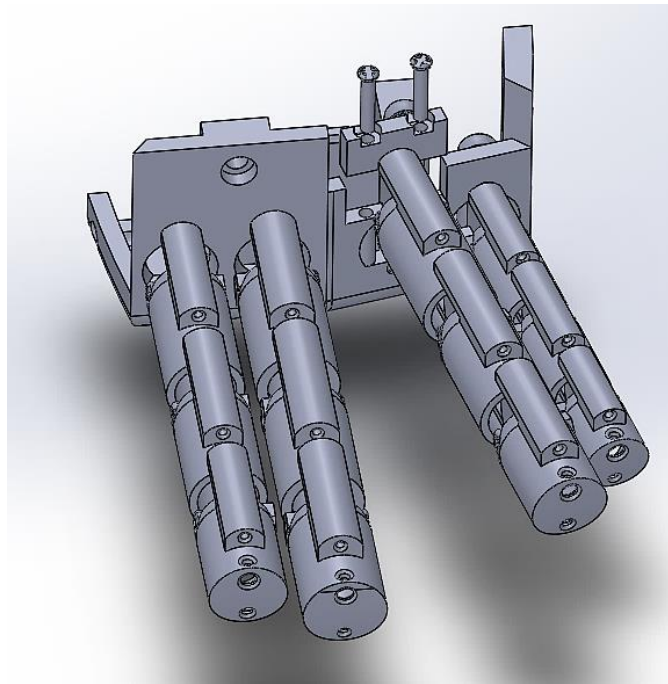


Figura 86: 2ª Fase da montagem dos dedos.

#### **3.4.4 Mão**

A mão humana apresenta um aspeto bastante irregular, sendo esta bastante difícil de replicar num software de desenho 3D. No entanto, existiu um esforço enorme para conceber uma mão em 3D que se pudesse parecer tanto quanto possível da mão humana. Todavia, surgiram vários fatores de força maior que fizessem com que esta não parecesse “tão real”. A primeira autocrítica deste projeto advém da mão, pois esta tomou dimensões um pouco fora do comum quando comparado com a mão humana. Esta situação provém principalmente do espaço disponível, mas também da tentativa de não replicar projetos já existentes, constatando assim a possibilidade de instalar motores na palma da mão, promovendo deste modo uma maior inovação neste projeto. Após a montagem, o aspeto da mão é dado pela figura 87.

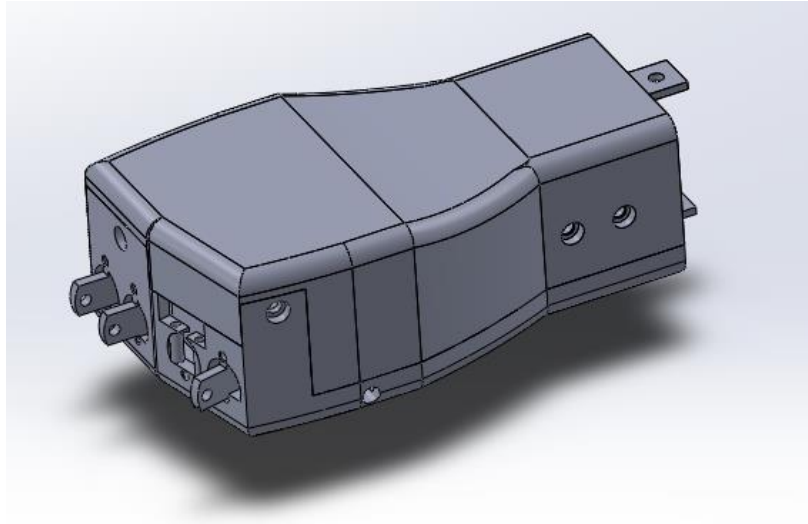


Figura 87: Mão.

É perceptível pela figura que esta mão se destaca pela sua altura, fugindo assim um pouco à forma da mão humana. No entanto, como já referido, dadas as condições de espaço disponível e o número de elementos a instalar, era imprescindível este aumento excessivo das dimensões.

A mão em 3D é dividida em duas peças, uma peça base e uma outra peça que apenas servirá para encaixar na primeira de forma a obter o aspeto de uma mão humana. A peça base é composta por quatro encaixes para os motores, pequenas saliências que servem de guias para os fios e encaixes para unir a peça de cima a esta mesma (figura 88).

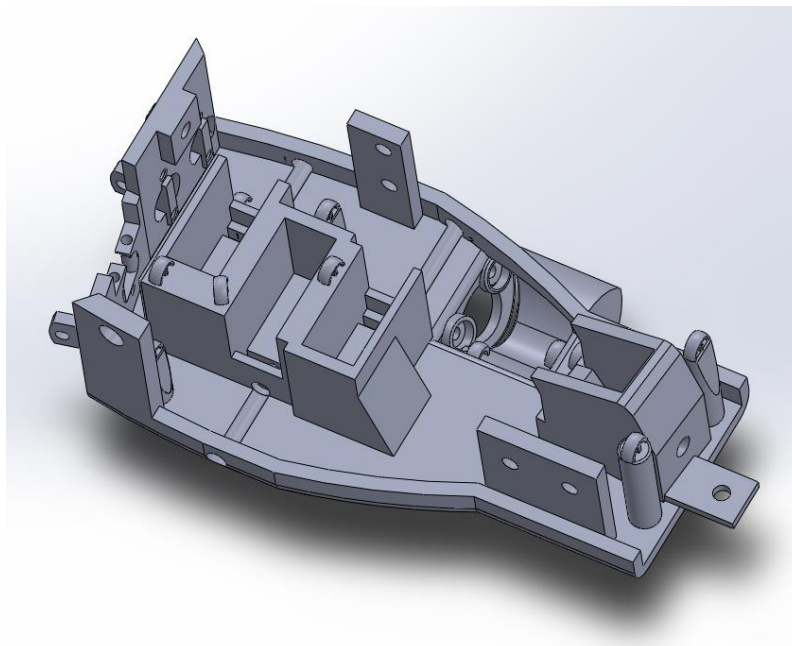


Figura 88: Base da mão.

Descrevendo ao pormenor a peça base da mão, os três encaixes que se encontram no centro da peça são destinados aos servomotores MG92B, tendo como intuito promover a fixação destes mesmos, podendo assim posteriormente estes servomotores promover os movimentos de flexão e extensão dos dedos mínimo, médio e indicador. Estes encaixes estão devidamente dimensionados conforme as dimensões dos servomotores, possuindo um furo com um diâmetro de 2,5 mm para ajudar a promover a fixação. É de realçar que foi necessário realizar três furos no corpo da base da mão para, numa fase de montagem, ser possível aparafusar os motores ao respetivo encaixe.

Em relação às guias, existem servomotores que necessitam de um número maior de guias, enquanto que outros apenas possuem uma ou duas guias, sendo que o motor do dedo indicador não necessita de guias. O número de guias necessárias é definido pela distância da falange proximal de cada dedo ao respetivo motor. Assim, quanto maior for esta distância, maior será o número de guias, tendo sempre em plena consciência a necessidade de que os fios devem estar alinhados com as polias, condição esta garantida pela última guia. As guias apresentam a forma de um semicírculo, tendo uma proeminência no meio, impedindo assim os dois fios de se cruzarem, como é possível observar pela figura 89.

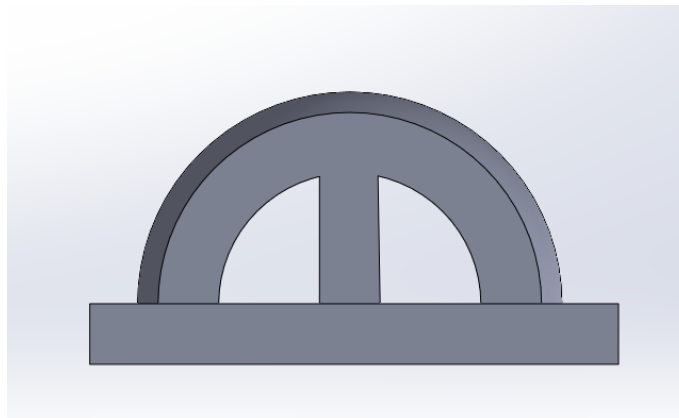


Figura 89: Guias para os fios.

O próximo passo consiste na realização de algumas alterações na tentativa de aproximar a peça da mão 3D tanto quanto possível da mão humana. Para tal, com o apoio dos dados antropométricos, primeiramente considerou-se um ângulo de  $12^{\circ}$  entre o dedo anular e o dedo médio (figura 90).

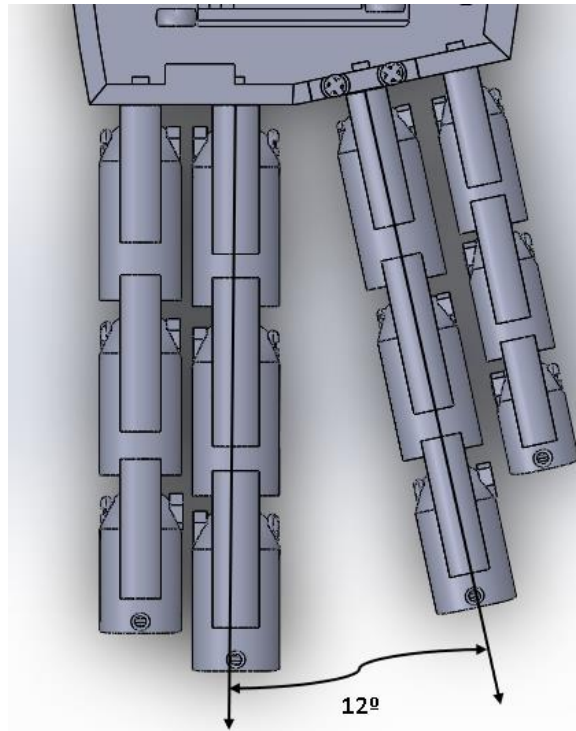


Figura 90: Ângulo entre o dedo médio e o dedo anular.

A segunda alteração ocorre na zona do polegar, assumindo uma amplitude de  $20^\circ$  entre a base e um plano perpendicular à base da palma da mão (figura 91). Ainda neste contexto, na base do polegar existem dois furos de diâmetro de 3 mm que servem para aparafusar os batentes que limitam a rotação do polegar. Esta limitação foi imposta pela amplitude de movimento do polegar prevista pelo engenheiro projetista no software.

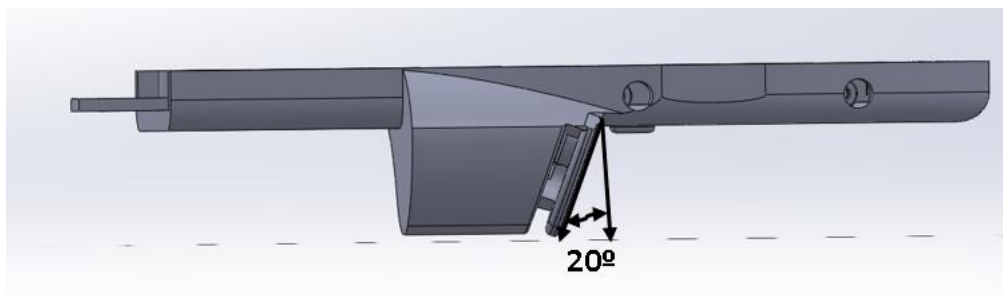


Figura 91: Ângulo entre a base do polegar e um plano perpendicular à base da mão.

A peça base da mão tem também como objetivo montar o mecanismo de rotação do polegar. Neste caso, existe um encaixe para o servomotor com um declive de  $20^\circ$  para que o eixo de saída do motor fique paralelo à peça do mecanismo de rotação do polegar que é instalada na zona destinada a este mesmo dedo. Relembrando que este mecanismo é composto por uma correia, havendo assim a necessidade de os eixos serem paralelos.

A peça da parte de cima da mão é encaixada na peça base da mão, onde ambas as peças são compostas por saliências com os devidos furos coincidentes de maneira a fixá-las. Neste caso, optou-se por parafusos M4 pois, nesta situação, as peças já possuem uma dimensão considerável, podendo também estar sujeitas a maiores esforços. Esta última peça em questão possui ainda as devidas cavidades para a instalação de porcas M4, conforme mostra a figura 92.

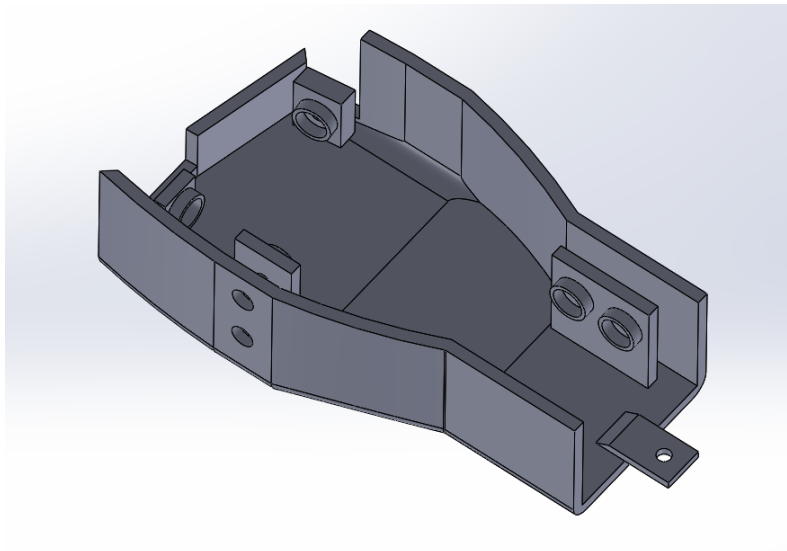


Figura 92: Parte de cima da mão.

### **3.4.5 Peças destinadas ao mecanismo de rotação do polegar**

Nesta subsecção, serão alvo de estudo as peças destinadas ao mecanismo de rotação do polegar. Explicando o mecanismo de montante para jusante, o primeiro componente deste conjunto é o motor MG92B acoplado à flange. Por sua vez, a flange necessita de estar acoplada à polia da correia. Assim sendo, optou-se por uma polia da correia com um furo de 5 mm, como tal, é necessário desenhar uma peça que permita a ligação da flange à polia da correia. Desta forma, dimensionou-se uma peça de ligação com um eixo de 5 mm, permitindo assim o encaixe na polia da correia. Numa das extremidades do eixo foi elaborado um disco plano com uma espessura de 3 mm de modo a aparafusar quatro parafusos M3, fixando assim a peça de ligação à flange. A figura 93 oferece uma melhor perceção deste conjunto.

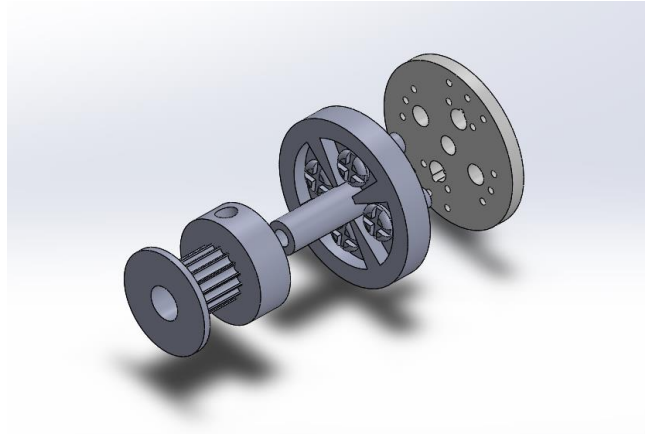


Figura 93: Peça de ligação.

Foram ainda realizadas quatro cavidades com a profundidade adequada para as cabeças dos parafusos de forma a que a polia da correia encaixe numa superfície plana.

Na outra extremidade da correia, encontra-se a peça que permite que este mecanismo funcione corretamente, denominada de peça de rotação do polegar. Esta peça permite o encaixe da correia e também a união à falange proximal do dedo polegar. Uma grande parte da superfície desta peça é composta por “dentes” que permitem o encaixe da correia, como é possível visualizar na figura 94. Caso não seja possível a impressão 3D deste elemento, ou haja problemas com o encaixe, existe sempre a possibilidade de comprar uma segunda polia da correia para encaixar nesta peça. Naturalmente, caso esta situação seja confirmada, esta peça terá de ser alterada.

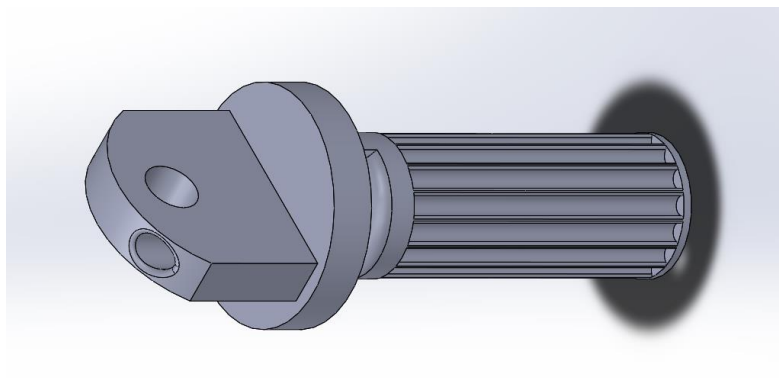


Figura 94: Peça de rotação do polegar.

Para finalizar, são apresentados os batentes que têm como intuito limitar a amplitude do movimento de rotação (figura 95).

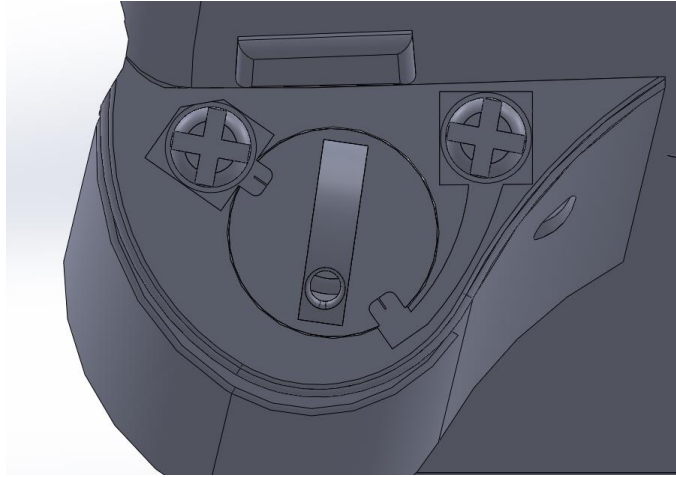


Figura 95: Batentes.

### 3.4.6 Pulso

Neste projeto, considerou-se que os movimentos do pulso não seriam cruciais para as atividades do dia-a-dia, por isso, este é um elemento passivo. No entanto, é necessário conceber uma peça que permita a ligação entre a mão e o antebraço, pois as duas apresentam nas suas extremidades secções diferentes. Assim sendo, foi concebida a peça do pulso, como mostra a figura 96.

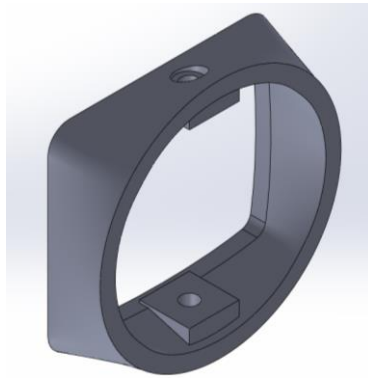


Figura 96: Pulso.

### 3.4.7 Antebraço

O antebraço encontra-se dividido em quatro peças. Para facilitar tanto a compreensão do projeto como a própria montagem, este é mencionado como tendo apenas duas partes, sendo cada parte constituída por duas peças. Explicitando, a primeira parte é referente às duas peças distais, onde a primeira peça distal é composta por dois encaixes e respetivas guias, como mostra a figura 97. Os encaixes desta peça são destinados aos dois últimos servomotores, que têm como objetivo promover os movimentos de flexão e extensão do

polegar e do dedo anular. É de realçar que devido ao espaço disponível, foi necessário colocar um motor na vertical, alterando um pouco o seu encaixe. Novamente as guias assumem o mesmo aspeto, estando sempre na melhor posição para a montagem e para garantir o bom funcionamento do mecanismo.

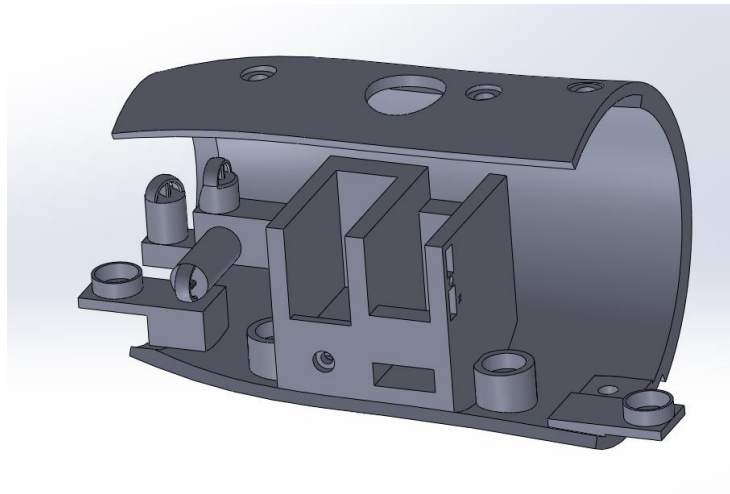


Figura 97: 1ª Peça do antebraço.

Para o encaixe do motor na vertical será necessária uma peça adicional, denominada de peça de encaixe para o motor na vertical (figura 98). Após a inserção do motor no respetivo encaixe, esta peça de encaixe é também inserida na cavidade correspondente, de modo a fixar o motor. Para fixar esta peça de encaixe à peça do antebraço, foi realizado um furo de 2 milímetros dadas as limitações físicas. Desta forma, será utilizado um parafuso M2 na montagem deste motor.

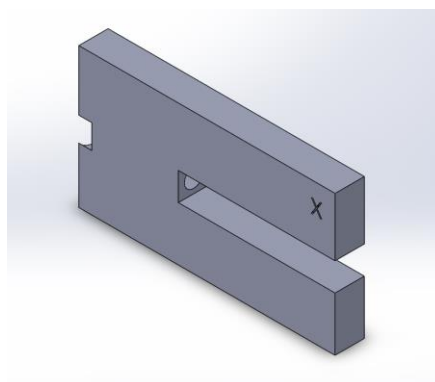


Figura 98: Peça de encaixe para o motor na vertical.

Como é possível visualizar-se pela imagem 98, foram realizados diversos cortes de várias formas nas peças, de modo a identificar alguns encaixes, com a finalidade de facilitar o processo de montagem.

Para finalizar a primeira parte do antebraço, falta apresentar a 2º peça distal. No entanto, não existe a necessidade de mostrar esta peça pois é semelhante à 1º peça, sendo que as únicas diferenças consistem na ausência de guias e de encaixes para os motores. Concluindo, esta primeira parte do antebraço é montada através de parafusos M4, onde previamente foram feitos os devidos furos e cavidades, para os parafusos, cabeças dos parafusos e porcas.

A segunda parte do antebraço é constituído pelas duas peças proximais do antebraço, sendo estas peças exatamente iguais. Poder-se-á afirmar, que é nesta parte do antebraço que se situa os componentes elétricos do sistema, nomeadamente o arduino, o circuito impresso, bateria e o conversor DC-DC *Boost*. Naturalmente foram dimensionados os devidos encaixes para cada elemento, conforme mostra a figura 99.

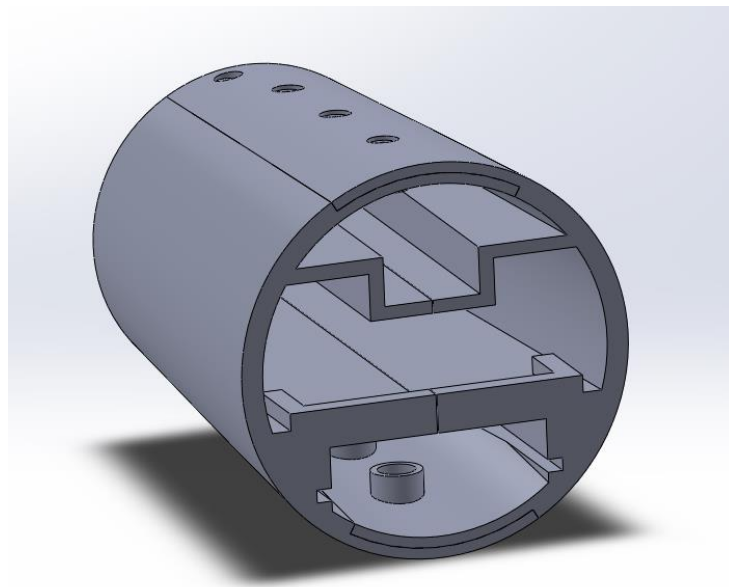


Figura 99: 3º e 4º Peça do antebraço.

Para acomodar a bateria nesta segunda parte do antebraço é necessária uma peça adicional, denominada peça de encaixe da bateria. Esta é encaixada na ranhura inferior, que pode ser visível na figura 99 e tem como objetivo ajudar a fixar a bateria.

### 3.4.8 Peças Estéticas

Por motivos de força maior, isto é, devido ao procedimento de montagem, foi necessário realizar alguns furos nas duas peças proximais do antebraço e na base da mão. No entanto, e na tentativa de solucionar a situação, foram desenhadas peças que posteriormente, no final da montagem, poderão ser coladas, contribuindo assim para uma vertente estética. As peças estéticas podem ser visualizadas na figura 100.

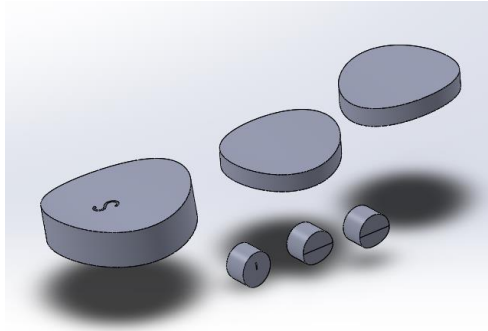


Figura 100: Peças estéticas.

### 3.4.9 Componente Elétrica

As peças desenhadas em 3D referentes à parte elétrica são meramente ilustrativas, como tal, nesta subsecção apenas são demonstrados os cálculos referentes aos componentes elétricos deste projeto. Assim sendo, são apresentados os valores das grandezas de cada componente e são realizados os seguintes cálculos:

O servomotor MG92B possui as seguintes características:

$$\text{Diferença de potencial: } V = 5 \text{ V} \quad (6)$$

$$\text{Corrente: } I = 200 \text{ mA} \quad (7)$$

Consumindo assim, no total os 6 motores:

$$\text{Potência: } P = 6 * 5 * 0,2 = 6 \text{ W} \quad (8)$$

O Arduino Mega 2560 possui os seguintes valores das grandezas de natureza elétrica:

$$\text{Diferença de potencial: } V = 5 \text{ V} \quad (9)$$

$$\text{Corrente: } I = 1 \text{ A} \quad (10)$$

Consumindo assim:

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

Em relação ao conversor DC-DC Boost XL6009E1, é assumido que este possui uma eficiência de 100% para os cálculos, pois num caso prático o valor real estará muito próximo deste valor teórico. Assim sendo, poder-se-á afirmar que potência à entrada do conversor é igual à potência de saída.

Sabendo:

$$P_{out} = P_{in} = 5 + 6 = 11 \text{ W} \quad (12)$$

$$P_{in} = I_{in} * V_{in} \Leftrightarrow 11 = I_{in} * 3.7 \Leftrightarrow I_{in} = 2,97 \text{ A} \quad (13)$$

Nas especificações deste dispositivo é possível observar que este é capaz de suportar correntes até 4 A. Como tal, este cálculo apenas demonstra que a corrente que circula no circuito é inferior ao valor máximo de corrente do dispositivo, podendo assim este conversor DC-DC *Boost* ser utilizado. A margem de valores para elevar a tensão também preenche os requisitos, pois este é capaz de elevar a tensão desde 3V até 35V.

A bateria Lipo possui as seguintes especificações:

$$\text{Capacidade: } C = 4000 \text{ mAh (Coulombs)} \quad (14)$$

$$\text{Diferença de potencial: } V = 3,7 \text{ V} \quad (15)$$

Portanto a energia total desta mesma é:

$$E = C * V \Leftrightarrow E = 4000 * 3,7 \Leftrightarrow E = 13,8 \text{ Wh (Joules)} \quad (16)$$

Sabendo que a potência consumida pelo circuito é:

$$P = 5 + 6 = 11 \text{ W} \quad (17)$$

Logo este circuito poderá funcionar ininterruptamente durante:

$$t = \frac{13,8}{11} = 1,25 \text{ h} = 75 \text{ minutos} \quad (18)$$

Para finalizar, em relação ao tempo de carregamento, a bateria lipo suporta uma corrente máxima de carregamento de 2 A. Assim sendo, o carregador escolhido foi o IMAX B6AC, pois este é capaz de fornecer este valor da corrente, podendo assim concluir que o tempo de carregamento da bateria será 2 horas, como é possível visualizar nos pela equação (19).

$$t = \frac{C}{I} = \frac{4}{2} = 2 \text{ horas} \quad (19)$$

Existem algumas conclusões e observações a retirar da parte elétrica do projeto, sendo este um tema abordado no próximo capítulo.

### 3.4.10 Força do dedo mínimo

Como já referido anteriormente, o servomotor MG92B promove um binário de 0,3 N.m. Por sua vez, as polias estão acopladas ao servomotor, e que estas possuem os fios que impõem a força ao dedo. Desta forma, o binário promovido pelo servomotor é transmitido aos fios através das polias. A força relevante é remetente ao fio de baixo, ou seja, à polia mais pequena, pois é este conjunto que promove o movimento de flexão. Assim sendo, e sabendo que a polia pequena do dedo mínimo possui um diâmetro de 1,75 cm, é possível calcular a força que o fio exerce, a partir da equação (20).

$$M = F * R \Leftrightarrow 0,3 = F * \frac{0,0175}{2} \Leftrightarrow F = 34,28 N \quad (20)$$

À semelhança da parte elétrica, existem algumas observações a retirar acerca do valor obtido neste cálculo, comparando os valores da força que a mão humana é capaz de promover com o valor obtido teoricamente. Estes assuntos são discutidos no quarto capítulo.

### 3.4.11 Peças ilustrativas

Ao longo do CAD foram sendo desenhadas em 3D várias peças meramente ilustrativas como os servomotores MG92B, bateria, circuito impresso, entre outros (figura 101 e 102). O desenho destas peças tem como finalidade criar um *assembly* completo de todas as peças, podendo assim obter uma melhor perceção de todo o conjunto. Para as peças que foram possíveis obter fisicamente, as dimensões foram retiradas com auxílio de um paquímetro, caso contrário, as restantes dimensões das outras peças foram obtidas por *datasheet* quando possível.

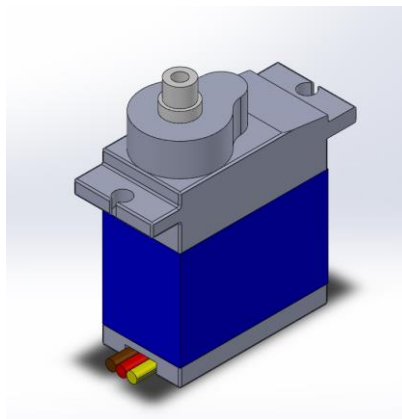


Figura 101: Servomotor MG92B.

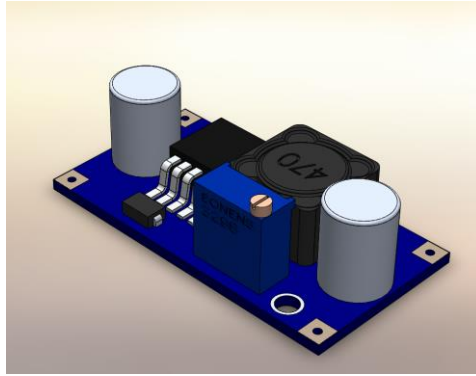


Figura 102: Conversor DC-DC Boost.

### 3.5 Montagem

Como já referido na secção anterior, uma das grandes preocupações ao longo de todo o processo do CAD foi a montagem. Assim sendo, em anexo encontra-se um procedimento de montagem constituído por 41 passos com o intuito de ajudar o utilizador na produção desta prótese. É de realçar que em anexo no CD, além de todos os ficheiros das peças da prótese para imprimir, estarão também vários vídeos realizados a partir do software, descrevendo como o utilizador deve executar cada passo de modo a complementar o documento do procedimento de montagem. A figura 103 apresenta o desenho do conjunto final.

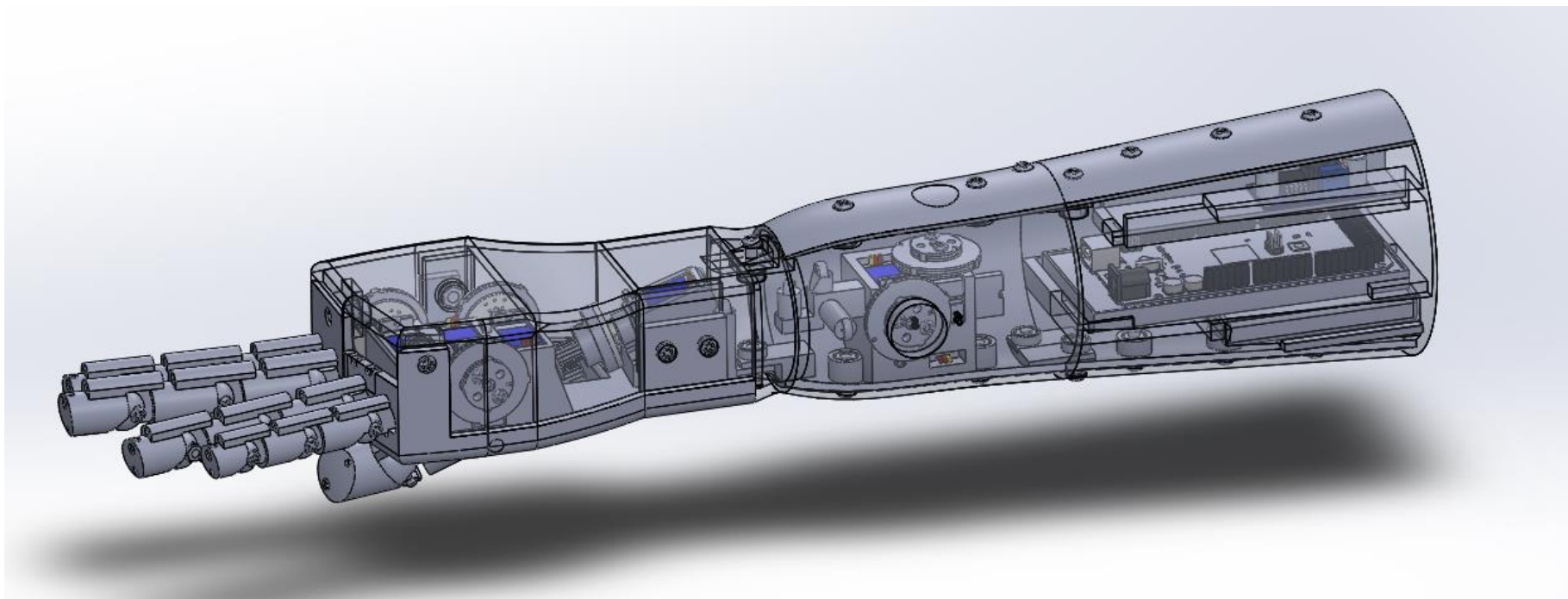


Figura 103: Desenho 3D do conjunto final.

## Capítulo 4

### 4. Resultados e discussões

Neste capítulo são mencionadas várias observações acerca dos valores obtidos nos cálculos e também são abordados outros aspetos relacionados com o projeto.

Primeiramente, nos cálculos da parte elétrica, o valor da autonomia obtido é referente a um sistema constituído por 6 servomotores MG92B e um arduino Mega 2560 que estão em constante funcionamento, o que por mais que uma pessoa seja ativa no seu dia-a-dia, não irá mexer os cinco dedos sem parar durante 75 min, ou seja, a autonomia da prótese será sempre maior que 75 min. Por outro lado, caso o individuo não mexa nenhum dos dedos, o sistema elétrico terá uma autonomia de quase 3 h, conforme é possível observar pela equação 22.

$$P = 5 W \quad (21)$$

$$t = \frac{13,8}{5} = 2,76 \text{ h} \approx 166 \text{ minutos} \quad (22)$$

Uma primeira observação a apontar é que a autonomia da prótese abrange um intervalo entre 75 min e 166 min, contudo existem vários fatores que podem refutar esta afirmação.

Nos cálculos realizados, a maioria dos valores foram colocados sempre por excesso, atingindo as situações mais críticas ou para além destas, o que poderá ter um extremo impacto no consumo do sistema, podendo este ser muito mais baixo num caso prático. Por outro lado, o arduino é um componente que nem sempre está no seu consumo máximo, ou seja, este está dimensionado de tal modo a que em certos períodos do “vazio”, o seu consumo seja bastante reduzido. Por opção, nesta primeira versão do protótipo optou-se apenas por adquirir uma bateria de 4000 mAh. No entanto, esta prótese tinha todas as condições para poder duplicar esta capacidade, ou seja, existir uma segunda bateria lipo com a mesma capacidade em paralelo com a primeira. Porém, esta segunda unidade iria ter impacto sobre o peso e o custo, pois em termos de espaço que ocupa este estaria salvaguardado.

Poder-se-á afirmar que o tempo de carregamento é aceitável tendo em atenção o número de elementos do sistema elétrico. Por outro lado, considerando a necessidade do utilizador seria sempre possível duplicar a autonomia do sistema, tendo sempre em plena consciência que posteriormente na fase de carregamento o tempo também aumentaria.

Abordando os cálculos da força do dedo mínimo, é possível também retirar algumas observações. Comparando o valor da força do dedo mínimo obtido pelos cálculos com o valor da força da mão humana, conclui-se que a prótese será capaz de exercer mais força que a mão humana, dadas as circunstâncias. Contudo, existiriam várias formas de contornar esta situação caso este cenário não se verificasse. A primeira opção consiste em dimensionar um redutor capaz de elevar a força até ao valor pretendido, porém é necessário estar consciente que este novo sistema iria ter as suas consequências no CAD, na montagem e principalmente no espaço disponível. A outra opção consiste em alterar o diâmetro das polias de maneira a obter o valor da força desejado. Explicitando, para um valor fixo do binário, quanto menor for a polia (menor o braço), maior será a força. Contudo, é necessário garantir que o motor consegue promover o deslocamento completo do dedo. Esta opção é pouco válida porque a amplitude dos graus que o motor consegue realizar na rotação já está a ser utilizada quase no máximo. No entanto existe sempre a possibilidade de realizar os mesmo cálculos para ângulos de  $160^\circ$  ou  $170^\circ$ . Por fim, a última opção passa por arranjar um servomotor com uma amplitude de rotação de  $360^\circ$ , o que facilitaria muito a solução deste problema. Contudo, a grande maioria dos servomotores possui apenas  $180^\circ$  de rotação, além de que este novo servomotor necessitaria de ter dimensões semelhantes ao servomotor MG92B. Por experiência adquirida ao longo do projeto, em grande parte dos casos, os servomotores estão divididos por gamas dependendo do número de dentes do eixo de saída. Neste caso, o servomotor utilizado neste projeto possui 21 dentes. Dentro da gama de servomotores de 21 dentes, as dimensões de cada servomotor variam pouco.

Existem ainda algumas observações a fazer sobre outros componentes do projeto. Para unir as polias às flanges, foram realizados quatro furos de 3 milímetros. Neste caso, talvez tenha havido um sobredimensionamento, no sentido em que para unir estas duas peças apenas chegariam dois parafusos M3, ou seja, apenas seriam necessários dois furos.

Outro aspeto a ter em consideração é a peça de mecanismo de rotação do polegar. Nesta situação, a polia da correia e a própria correia advêm de fábrica, tendo assim a garantia que estas encaixaram na perfeição, no entanto, a peça do mecanismo de rotação do polegar em 3D poderá ter diversas falhas por vários motivos, nomeadamente devido à tolerância imposta e à precisão da própria impressora, bem como dimensões impostas no próprio CAD. Esta insegurança provém de não existir um *datasheet* deste tipo de produtos, tendo assim de recorrer a fonte pouco fidedignas para realização do CAD.

Uma autocrítica a apontar está relacionada com os parafusos. Em relação a estes componentes, não existiu nenhum cálculo matemático ou físico que justificasse a sua dimensão, número e o posicionamento destes mesmos. Deste modo, a instalação destes

componentes parte de limitações físicas da prótese, tendo naturalmente sempre algum conhecimento empírico de maneira a garantir uma montagem coerente e uma fixação segura das peças.

Outra observação a fazer acerca do projeto é remetente às tolerâncias impostas no CAD. Neste caso em específico, estas partem de um conhecimento empírico, no entanto nem todos os casos são iguais. Dependendo da finalidade das duas peças de encaixe, poderá ser necessário uma maior ou menor tolerância. Um exemplo desta situação são os furos realizados nas falanges de cada dedo. Neste contexto, os furos são constituídos por um diâmetro de 3,2 mm, sabendo, contudo, que estes são destinados para parafusos M3. Foi necessário optar por uma tolerância de 0,2 milímetros com o objetivo de existir o menor atrito entre as peças, conforme é possível visualizar no vídeo em anexo no CD. Em outros casos, como na peça de encaixe para o motor na vertical ou na peça de encaixe para o dedo anular, o diâmetro do furo corresponde exatamente com o diâmetro interno do parafuso, pois neste caso o objetivo é fixar estas peças. Porém, noutras situações mais delicadas, como os encaixes das peças do antebraço, poderá ser mais dificultoso, pois neste caso, as superfícies são curvas e, além do mais, pretende-se que estas peças encaixem na perfeição de modo a que os furos para os parafusos sejam concêntricos. Alguns destes problemas só podem ser observados num cenário prático, pois partem de adversidades da própria impressão, e não do software que permite o desenho 3D.

Neste capítulo é também abordado o melhor filamento de impressão 3D a utilizar. Primeiramente aconselha-se a utilizar uma impressora 3D com elevada precisão, nomeadamente nas décimas do milímetro, devido às pequenas dimensões das diversas peças. Em relação ao filamento, a melhor opção é o de ABS, pois embora este seja o filamento mais dispendioso, é o que oferece melhores propriedades mecânicas, sendo estas propriedades um fator crucial neste projeto. A elevada importância das propriedades mecânicas advém das adversidades a que a prótese estará sujeita, desde elevados esforços, condições climáticas, entre outros. Como tal, é imprescindível que esta tenha as melhores propriedades, pois será um elemento indispensável no dia-a-dia do utilizador.

Para finalizar, são apresentadas as figuras 104 e 105 que mostram o aspeto final da primeira versão desta prótese, do ponto de vista exterior e interior. Os desenhos de execução de todas as peças constituintes deste protótipo encontram-se apresentados em anexo.

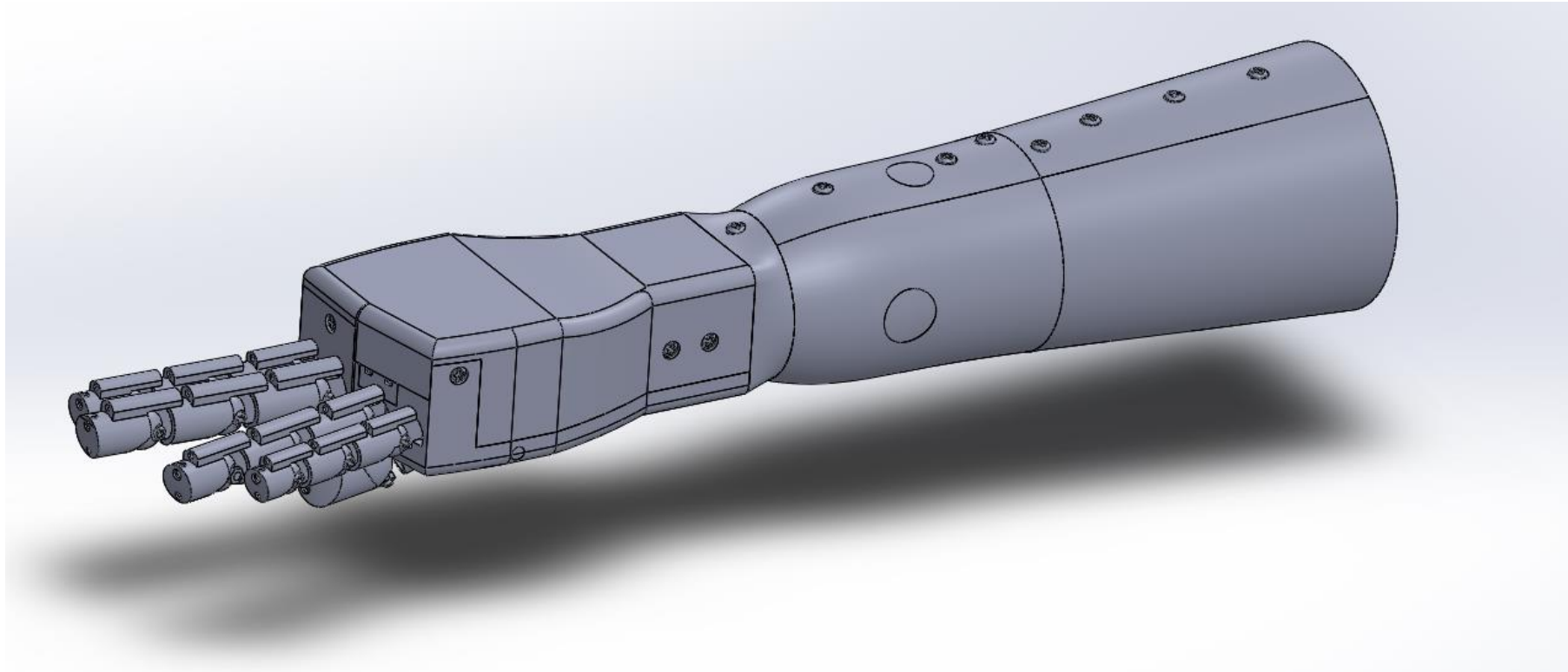


Figura 104: Protótipo – Exterior.

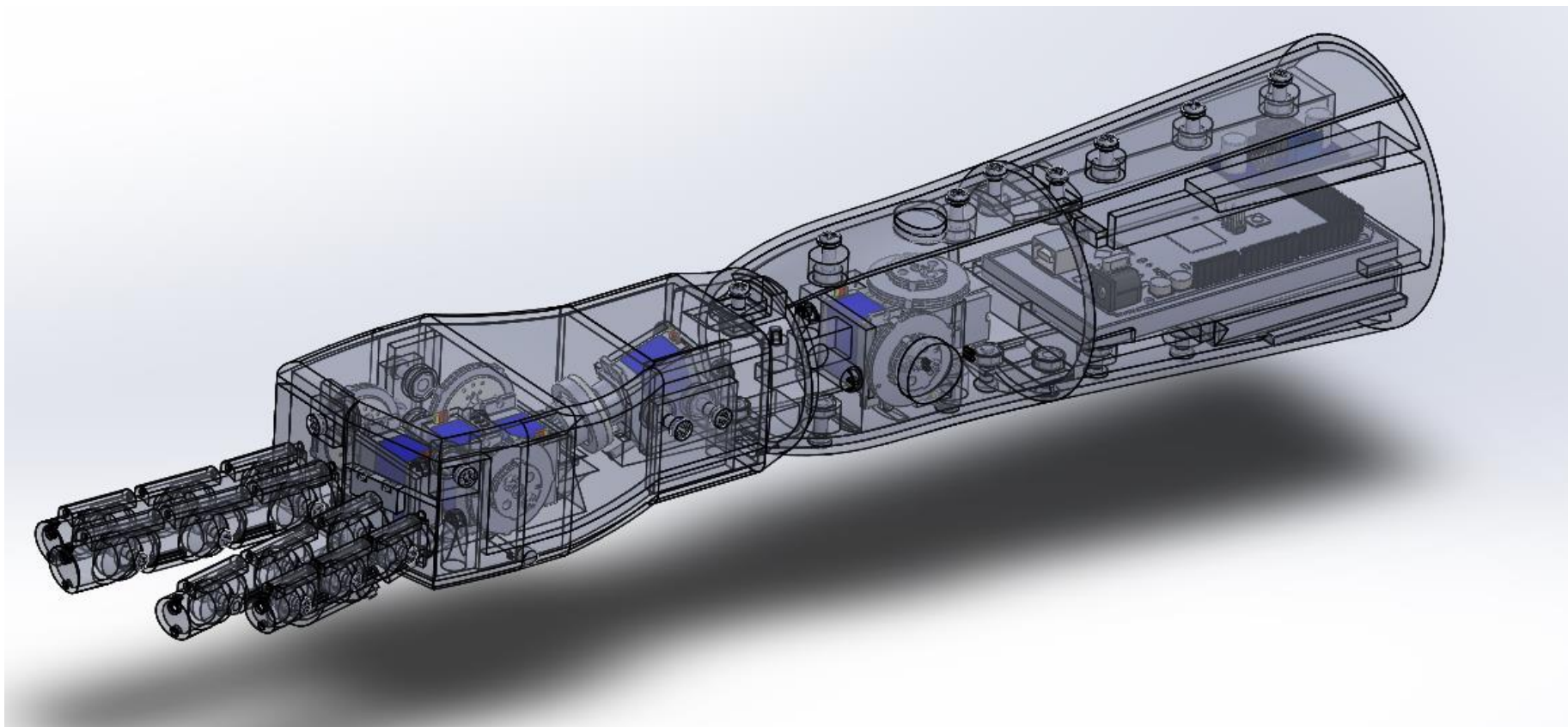


Figura 105: Protótipo – Interior.

## Capítulo 5

### 5. Conclusões e trabalhos futuros

No capítulo anterior foram apresentadas todas as observações acerca dos cálculos realizados e outros aspetos relacionados com o projeto. Este capítulo tem como objetivo dar a conhecer as dificuldades enfrentadas pelo autor durante a elaboração desta dissertação e partilhar a sua opinião pessoal. Os prós e contras desta primeira versão do protótipo são também abordados, para ajudar a continuação deste projeto, fornecendo posteriormente algumas diretrizes para os trabalhos futuros.

#### 5.1 Conclusões

No início desta dissertação foram considerados vários princípios que o autor quis seguir veemente ao longo da elaboração deste projeto. Um desejo inicial seria construir uma prótese mioelétrica, tentando sempre impor o máximo de inovação, podendo assim afirmar que este seria um projeto de autoria própria. Apesar de as próteses mioelétricas serem dispositivos médicos idealizados há vários anos, são produtos que nos dias de hoje ainda estão muito pouco desenvolvidos devido à sua elevada complexidade derivado da sua área multidisciplinar. Como tal, decidiu-se elaborar um estado da arte bastante vasto, não só para adquirir todos os conhecimentos relacionados com a anatomia do membro amputado, onde numa primeira fase estes eram inexistentes, mas também para poder saber ao máximo sobre as exigências e dificuldades do utilizador. Após finalizar o estado da arte, ocorreu uma consciencialização acerca das necessidades dos utilizadores, no entanto, houve sempre dois parâmetros que tiveram ênfase, nomeadamente a funcionalidade e o custo. Resumidamente, se uma pessoa quiser adquirir uma prótese mioelétrica com elevado grau de funcionalidade terá de oferecer uma quantia muito elevada. Portanto, a partir destas informações traçaram-se diversos objetivos, isto é, tentar impor o mínimo custo à prótese e um grau de funcionalidade elevado, mas tendo sempre em consideração o impacto que esta premissa inicial iria ter no projeto, em relação às diversas variáveis como o espaço, peso, estética, entre outros. Para piorar o cenário, é necessário ter a perceção que a dissertação é um trabalho individual mesmo sendo este um projeto multidisciplinar, e além do mais esta é elaborada em ambiente académico, não tendo assim quase nenhum poderio financeiro conjugando com o tempo bastante limitado até à entrega desta mesma.

Mesmo sabendo das consequências que poderiam surgir devido à premissa inicial optou-se por mantê-la e dar início ao projeto. Após o começo do projeto, numa fase inicial, foi possível identificar que o polegar tem um papel indispensável para as tarefas do dia-a-dia. Como tal, optou-se por além de proporcionar a todos os dedos os movimentos de flexão e extensão, o polegar poderia ainda realizar movimentos de adução/abdução e oposição/reposição, algo ainda não elaborado em próteses de baixo orçamento. Assim sendo, é na etapa do projeto conceptual que surge a grande primeira adversidade, pois tanto as instituições académicas como as próprias empresas não divulgam quais os mecanismos que utilizam para proporcionar os movimentos das suas próteses. Embora terem sido encontrados alguns mecanismos, no final as matrizes de decisão acabaram sempre por convergir para o mecanismo do autor, pois os restantes mecanismos divulgados nesta dissertação acabaram sempre por ser inferiores aos concebidos por *brainstorming*, podendo afirmar desde já que o objetivo de inovação estaria a ser cumprido.

A segunda adversidade surge do contraste que se vive de um cenário teórico para o cenário prático. Existiu sempre a tentativa de garantir que a partir da parte teórica tudo iria funcionar corretamente na parte prática, no entanto, existem sempre diversos fatores que por incompetência do engenheiro projetista ou por motivos que não dependem deste mesmo, não possibilitam a previsão do funcionamento no caso prático. Felizmente, em relação aos movimentos de flexão e extensão, houve a possibilidade de imprimir um dedo e uma pequena parte da mão, podendo assim realizar vários ensaios para avaliar o funcionamento deste conjunto, tendo inclusive identificado vários erros que posteriormente foram corrigidos, onde num protótipo final, é possível assegurar que os cinco dedos irão flexionar e estender corretamente.

A terceira adversidade surge da parte relativamente ao CAM e à impressão 3D. Quando um engenheiro projetista está a elaborar o seu projeto no CAD, tem de ter em consideração o processo de impressão 3D, que era algo que o autor deste projeto não tinha noção, como tal, surgiram vários problemas neste sentido. Os principais problemas surgiram devido às dimensões das peças. Por exemplo, as falanges são elementos bastante pequenos e por sua vez estas ainda possuem furos para os fios, o que origina pequeníssimas dimensões em certas partes destas peças, podendo desta forma ocorrer erros na impressão 3D. Assim sendo, é necessário ter bastante atenção na conceção dos desenhos 3D, tendo sempre noção da precisão da impressora.

A quarta e a maior adversidade de todas pode ser descrita em duas palavras, nomeadamente “espaço disponível”. Esta é sem dúvida o maior entrave num projeto deste tipo. Dado os requisitos de entrada, foi necessário utilizar seis atuadores, pois o objetivo consistia em

promover seis movimentos, sendo todos estes independentes. Comparando os tamanhos disponíveis dos servomotores com o próprio antebraço e mão, já por si é possível concluir que parece ser um espaço bastante reduzido. No entanto, ainda assim é necessário garantir espaço disponível para as seguintes variantes:

- Mecanismos;
- Componentes da parte elétrica;
- Saliências para encaixes das peças.

Em conformidade com o espaço disponível, surge o 2º parâmetro mais adverso deste projeto, a montagem. Por experiência do autor, pode-se garantir que foram inúmeras as vezes que todas as peças sofreram alterações até ao protótipo final, onde 90% destas alterações provinham devido ao facto de não existir espaço disponível ou à impossibilidade de concluir o procedimento de montagem.

Como seria de esperar, na tentativa de seguir uma premissa inicial tão exigente, acabaram por surgir várias adversidades. Em suma, existem partes bem conseguidas nesta primeira versão do protótipo, contudo existem outras menos bem conseguidas. De maneira a propagar a continuidade deste projeto, será apresentada a opinião do autor das partes boas e das partes menos boas da prótese, tendo em consideração que não foi possível observar o comportamento do protótipo num caso prático. Primeiramente, conclui-se que os dedos estão bastante bem conseguidos, 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 perceção deste aspeto num cenário prático. Em relação aos mecanismos, o que promove os movimentos de flexão e extensão é bastante bom, por outro lado, o 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, pois são elementos simples e que cumprem o seu objetivo. Por fim, além das autocríticas que já foram mencionadas ao longo da dissertação, pretende-se apresentar uma última. Os encaixes de todos os componentes foram sendo otimizados ao longo de todo o projeto, no entanto, numa tentativa de conceber algo inovador optou-se por colocar quatro servomotores na palma da mão, o que acabou por ter um efeito excessivo nas dimensões desta mesma. Porém, a alternativa seria colocá-los no antebraço, ficando assim este mesmo com as dimensões excessivas, sendo que no final esta decisão será sempre do engenheiro projetista. Além disto, esta decisão provém também da tentativa de não replicar o único projeto académico que se tem conhecimento de uma prótese mioelétrica, onde se optou por colocar todos os servomotores no antebraço. Com

isto, conseguiu-se obter outras perspectivas de como poderá ser elaborada uma prótese mioelétrica, contribuindo assim para o desenvolvimento deste produto a um nível geral, um dos grandes objetivos iniciais.

No final, como autor do projeto, existe o sentimento de dever cumprido, tendo sempre em plena consciência que não é o projeto perfeito, mas que dentro do tempo e das condições que foram disponibilizadas para o realizar, foi idealizado o projeto mais otimizado possível. Infelizmente, este projeto foi concebido durante a pandemia do coronavírus, impossibilitando assim a sua parte prática. Considera-se esta dissertação como a primeira versão deste protótipo, pois na opinião do autor, ainda serão necessárias várias versões até este produto estar operacional e ser comercializável.

## **5.2 Trabalhos futuros**

Para trabalhos futuros, além de tudo o que já foi dito ao longo do corpo de texto da dissertação, destacam-se os seguintes pontos:

- Idealizar uma solução alternativa para o posicionamento dos encaixes de todas as peças (Nota: Este ponto não se traduz num insucesso do dimensionamento da primeira versão do protótipo, no entanto, provavelmente será possível acomodar melhor todos os componentes);
- Corrigir as pequenas lacunas que foram mencionadas no capítulo dos resultados e discussões, conforme a necessidade dos utilizadores;
- Implementar um sistema que permita a instalação da prótese à parte proximal do membro amputado;
- Implementar sensores mioelétricos e dimensionar o processo de aquisição de dados.

## Bibliografia

- Agarwal, A. (2018). *Phalanges—Definition, Function, Anatomy, Origin and FAQs*. Consultado a 20 de Novembro de 2019, em <https://www.knowyourbody.net/phalanges.html>
- Almeida, L., Patrão, B., Menezes, P., & Dias, J. (2014). Be the robot: Human embodiment in tele-operation driving tasks. *The 23rd IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 477–482. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2014.6926298>
- Arduino MEGA 2560*. (2015). Arduino Project Hub. Consultado a 25 de Fevereiro de 2020, em <https://create.arduino.cc/projecthub/david-hansel/arduino-altair-8800-simulator-3594a6>
- ArduinoPortugal.pt. (2017, Junho 14). Controlando um servomotor com Arduino. *Arduino Portugal*. Consultado a 25 de Fevereiro de 2020, em <https://www.arduinoportugal.pt/controlando-um-servomotor-arduino/>
- Bahari, M. S., Jaffar, A., Low, C. Y., Jaafar, R., Roese, K., & Yussof, H. (2012). Design and Development of a Multifingered Prosthetic Hand. *International Journal of Social Robotics*, 4(1), 59–66. <https://doi.org/10.1007/s12369-011-0133-8>
- Bernardi, S., Severini, G. M., Zauli, G., & Secchiero, P. (2012). *Cell-Based Therapies for Diabetic Complications* [Review Article]. *Experimental Diabetes Research*. <https://doi.org/10.1155/2012/872504>
- Bretz, K., Jobbágy, Á., & Bretz, K. (2010). Force measurement of hand and fingers. *Biomechanica Hungarica*. <https://doi.org/10.17489/biohun/2010/1/07>
- Calado, A., Soares, F., & Matos, D. (2019). A Review on Commercially Available Anthropomorphic Myoelectric Prosthetic Hands, Pattern-Recognition-Based Microcontrollers and sEMG Sensors used for Prosthetic Control. *2019 IEEE*

- International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC)*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/ICARSC.2019.8733629>
- Chang, W.-T., Tseng, C.-H., & Wu, L.-L. (2004). Creative mechanism design for a prosthetic hand. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 218, 451–459. <https://doi.org/10.1243/0954411042632108>
- Cordella, F., Ciancio, A. L., Sacchetti, R., Davalli, A., Cutti, A. G., Guglielmelli, E., & Zollo, L. (2016). Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users. *Frontiers in Neuroscience*, 10, 209. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00209>
- e-NABLE. (2014, Outubro 2). The Raptor Hand. *Enabling The Future*. Consultado a 1 de Fevereiro de 2020, em <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-raptor-hand/>
- Fajardo, J., Ferman, V., Lemus, A., & Rohmer, E. (2017, Março 8). *An Affordable Open-Source Multifunctional Upper-Limb Prosthesis with Intrinsic Actuation*. <https://doi.org/10.1109/ARSO.2017.8025206>
- Gama Melo, E. N., Aviles Sanchez, O. F., & Amaya Hurtado, D. (2014). Anthropomorphic robotic hands: A review. *Ingeniería y Desarrollo*, 32(2), 279–313.
- Geethanjali, P. (2016). Myoelectric control of prosthetic hands: State-of-the-art review. *Medical Devices (Auckland, N.Z.)*, 9, 247–255. <https://doi.org/10.2147/MDER.S91102>
- Gopura, R., & Bandara, S. (2018). A Hand Prosthesis with an Under-Actuated and Self-Adaptive Finger Mechanism. *Engineering*, 10, 448–463. <https://doi.org/10.4236/eng.2018.107031>
- Gray, H. (2009). *Gray's Anatomy: With original illustrations by Henry Carter*. Arcturus Publishing.
- Groenewegen, M. W. M. (2014). *Design of a Compliant, Multi-Phalanx Underactuated Prosthetic Finger*.

- <https://repository.tudelft.nl/islandora/object/uuid%3A384942fc-467c-4bba-b052-3eef484a4b5c>
- Hines, T. (2018). *Brain Anatomy, Anatomy of the Human Brain*. Consultado a 12 de Outubro de 2020, em <http://www.mayfieldclinic.com/pe-anatbrain.htm>
- Kawas, C., Gray, S., Brookmeyer, R., Fozard, J., & Zonderman, A. (2000). Age-specific incidence rates of Alzheimer's disease: The Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Neurology*, 54(11), 2072–2077. <https://doi.org/10.1212/WNL.54.11.2072>
- Langevin, G. (2015). *InMoov – open-source 3D printed life-size robot*. Consultado a 5 de Dezembro de 2020, em <http://inmoov.fr/>
- Lynda. (2005). Em *Pinterest*. Consultado a 17 de Novembro de 2020, em [https://www.pinterest.pt/pin/304415256042971922/?nic\\_v1=1aFdpNeQCHCv8PGjdR4B8Q6PZixfhcay3ahiEIRPue5ZKcUabiTUYJ%2Btf2IZfTu6Pi](https://www.pinterest.pt/pin/304415256042971922/?nic_v1=1aFdpNeQCHCv8PGjdR4B8Q6PZixfhcay3ahiEIRPue5ZKcUabiTUYJ%2Btf2IZfTu6Pi)
- 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>
- Maduri, P., & Akhondi, H. (2019). Upper Limb Amputation. Em *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK540962/>
- Mendes, A. (2009). *Sistemas Hidráulicos Industriais*.
- Moore, K. L. (2001). *Anatomia orientada para a clínica*. Guanabara Koogan.
- Movimentos do corpo humano. (2016). *Anatomia papel e caneta*. Consultado a 20 de Outubro de 2020, em <https://www.anatomia-papel-e-caneta.com/movimentos-do-corpo-humano/>
- Netter, F. H. (2006). *Atlas de anatomia humana*. Artmed.
- Park, N. (2017). A New and Generalized Hypoid Gear Synthesized with Common Crown Rack Positioned between Pinion and Gear Blanks. *Journal of Mechanical Design*, 139. <https://doi.org/10.1115/1.4036779>
- Páscoa, J. C. (2008). *Introdução ao projeto eletromecânico*. *Dicionário da Língua Portuguesa 2012*, Porto, Porto Editora.

- Putz, R., & Pabst, R. (1994). *SOBOTTA: ATLAS DE ANATOMIA HUMANA*. Médica Panamericana.
- Raad, A., & Salvador, F. (2018). *Tipos de movimentos do corpo humano*. Kenhub. Consultado a 12 de Outubro de 2020, em <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/tipos-de-movimentos-do-corpo-humano>
- 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, 16. <https://doi.org/10.3390/robotics8010016>
- Schwerin, S. (2013, Março 6). The Anatomy of Movement. *Brain Connection*. Consultado a 1 de Novembro de 2020, em <https://brainconnection.brainhq.com/2013/03/05/the-anatomy-of-movement/>
- Smit, G., Plettenburg, D., & Van der Helm, F. (2014). A mechanism to compensate undesired stiffness in joints of prosthetic hands. *Prosthetics and Orthotics International*, 38(2), 96–102. <https://doi.org/10.1177/0309364613488620>
- Snell, R. S. (1999). *Anatomia clínica para estudantes de medicina*. Guanabara Koogan.
- Stanciu, L., & Stanciu, A. (2009). Designing and Implementing a Human Hand Prosthesis. Em S. Vlad, R. V. Ciupa, & A. I. Nicu (Eds.), *International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology* (pp. 399–404). Springer. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-04292-8\\_88](https://doi.org/10.1007/978-3-642-04292-8_88)
- Stephens, T. D., & Tate, P. (1993). *Anatomia & fisiologia*. Sorbona.
- Ten Kate, J., Smit, G., & Breedveld, P. (2017). 3D-printed upper limb prostheses: A review. *Disability and Rehabilitation. Assistive Technology*, 12(3), 300–314. <https://doi.org/10.1080/17483107.2016.1253117>
- Tilley, A. R., Dreyfuss, H., & Associates, H. D. (1993). *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. Whitney Library of Design.
- Universidade de Queensland. (2017, Novembro 10). *Central Nervous System: Brain and spinal cord*. Consultado a 10 de Novembro de 2020, em

<https://qbi.uq.edu.au/brain/brain-anatomy/central-nervous-system-brain-and-spinal-cord>

- Vanessa. (2019, Julho 18). Spinal Cord Injuries and Neurogenic Bladders. *CompactCath*. Consultado a 2 de Dezembro de 2020, em <https://www.compactcath.com/blog/spinal-cord-injuries-neurogenic-bladders/>
- WHO. (2017). *WHO global model regulatory framework for medical devices including in vitro diagnostic medical devices*. World Health Organization. <https://apps.who.int/iris/handle/10665/255177>
- Xu, K., Liu, H., Zenghui Liu, Du, Y., & Zhu, X. (2015). A single-actuator prosthetic hand using a continuum differential mechanism. *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 6457–6462. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7140106>
- Yong, X., Jing, X., Wu, X., Jiang, Y., & Yokoi, H. (2019). Design and Implementation of Arch Function for Adaptive Multi-Finger Prosthetic Hand. *Sensors*, *19*(16), 3539. <https://doi.org/10.3390/s19163539>
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Trivison, T. G., & Brookmeyer, R. (2008). Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(3), 422–429. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>

# **ANEXO**

**Anexo 1**  
**Procedimento de montagem**

- 1.** Utilizar a Super Cola para colar as porcas M4 (x22) nas respectivas cavidades (Peças do antebraço e peça da parte de cima da mão).
- 2.** Utilizar a Super Cola para colar as porcas M3 (x16) nas respectivas cavidades (Falanges e batentes).
- 3.** Unir as falanges de cada dedo através de parafusos respeitando as seguintes indicações:
  - Polegar: Parafusos M3 18 mm
  - Dedo Médio: Parafusos M3 14 mm
  - Dedo Anular e Indicador: Parafusos M3 12 mm
  - Dedo Mínimo: Parafusos M3 10 mm
- 4.** Aparafusar os dedos mínimo, médio e indicador à mão, respeitando sempre as indicações anteriores.
- 5.** Aparafusar o dedo anular à respetiva peça de encaixe, utilizando um parafuso M3 12 mm.
- 6.** De seguida, aparafusar esta mesma peça de encaixe à mão, utilizando dois parafusos M2,5 19 mm.
- 7.** Cortar vários fios de pesca com um comprimento de 1 m e posteriormente fazê-los passar pelos furos das falanges distais de cada dedo. Numa ponta do fio será necessário executar vários nós de modo a que estes atinjam um volume que não ultrapasse o furo.
- 8.** Aparafusar as flanges (*horns*) às polias(5x) utilizando dois parafusos M3 7 mm, cada.
- 9.** Aparafusar a polia do polegar a um motor, utilizando um parafuso M2,5 12 mm.
  - a. Nota: A fixação prévia da polia ao motor irá dificultar posteriormente o "equilíbrio" entre os fios e a posição inicial e final do motor.
- 10.** Colocar os 5 motores nos devidos encaixes e aparafusar respeitando as seguintes indicações:
  - Motor do dedo mínimo: Parafuso M2,5 12 mm
  - Motor do dedo indicador: Parafuso M2,5 12 mm
  - Motor do dedo médio: Parafuso M2,5 12 mm
  - Motor do dedo anular: Parafuso M2,5 19 mm
  - Motor do polegar: Utilizar a peça de encaixe destinada a este motor e fixá-la com um parafuso M2 12 mm.
- 11.** Neste passo é necessário fazer com que com os dois fios de cada dedo passem pelas respetivas guias. Embora o polegar ainda não esteja instalado na mão é necessário previamente que seja recortado um fio de pesca com um comprimento de 1 m e seja

- percorrido pelas guias correspondentes ao movimento de extensão deste mesmo dedo, de modo a facilitar a montagem à posteriori.
- 12.** Aparafusar as polias de cada dedo ao motor correspondente exceto a polia do dedo médio, utilizando parafusos M2,5 12 mm.
    - a. Nota: Caso haja alguma dificuldade na montagem da polia do dedo mínimo, é pedido que esta seja acoplada ao motor antes de este ser aparafusado na mão.
  - 13.** Após reunidas todas as condições necessárias, é possível instalar os dois fios de pesca dos dedos mínimo e indicador nas respectivas polias, podendo assim estes dedos realizar os movimentos de extensão e flexão.
  - 14.** Aparafusar a último flange à peça de ligação da polia da correia utilizando dois parafusos M3 5 mm.
  - 15.** Encaixar a polia da correia à peça de ligação, e de seguida, aparafusar este conjunto ao motor com um parafuso M2,5 19 mm.
  - 16.** Aparafusar o motor ao respetivo encaixe utilizando um parafuso M2,5 19 mm.
  - 17.** Neste passo já é possível aparafusar a polia do dedo médio ao motor, utilizando um parafuso M2,5 12 mm e finalizar a montagem deste dedo, instalando os fios na polia.
  - 18.** Colocar a peça do mecanismo de rotação do polegar no furo a que se encontra destinado, nomeadamente na parte de baixo da mão.
  - 19.** Com alguma flexibilidade, é necessário segurar a peça do mecanismo de rotação do polegar e ao mesmo aparafusar os 2 batentes nos respetivos furos, respeitando as seguintes indicações:
    - a. Nota: É aconselhável a que as arestas da face superior do batente N<sup>o</sup>2 (batente com maior dimensão) sejam paralelas à aresta da superfície onde estes mesmos batentes são aparafusados, tal como é demonstrado no vídeo. Por outro lado, o batente N<sup>o</sup>1 deverá ficar com a saliência em direção ao centro da peça do mecanismo de rotação do polegar.)
      - Batente N<sup>o</sup>1: Parafuso M3 7 mm
      - Batente N<sup>o</sup>2: Parafuso M3 10 m
  - 20.** Aparafusar o dedo polegar à peça de mecanismo de rotação do polegar, utilizando um parafuso M3 18mm.
  - 21.** Cortar um fio de pesca com um comprimento de 1 m para colocar no polegar servindo este para o movimento de flexão, pois o fio para o movimento de extensão já tinha sido previamente colocado nas guias. Assim sendo, será necessário passar ambos os fios pelas respetivas guias e falanges, e executar nós numa das pontas dos fios de modo a que estes atinjam um volume que não ultrapasse o furo.
  - 22.** Instalar a correia no conjunto (Polia da correia + Peça de rotação).

- 23.** Este passo é denominado de "*checkpoint*", isto é, é feita uma avaliação se a montagem está a ser corretamente realizada até aqui, como tal é necessário garantir os seguintes pontos: (Nota: Caso os 4 pontos estejam satisfeitos, poderá prosseguir para o 24º Passo).
- a. Os três motores que se encontram horizontalmente na mão encontram-se perfeitamente fixos e com as polias acopladas, estando os fios instalados nas polias e fixos nas cabeças dos parafusos M3, podendo assim afirmar que os três dedos correspondentes a estes motores (mínimo, médio e indicador), já são capazes de realizar os movimentos de flexão e extensão.
  - b. Todo o conjunto da rotação do polegar encontra-se devidamente instalado, estando assim o polegar operacional para proceder a movimentos de rotação.
  - c. No antebraço os dois motores encontram-se perfeitamente fixos, com as polias acopladas, estando estes prontos para receber os dois fios de cada dedo.
  - d. Além dos fios já instalados nas polias, existem quatro fios soltos que devem percorrer devidamente as respetivas guias e após percorrer estas mesmas, é necessário que reste um comprimento considerável, pois posteriormente estas ainda serão instaladas nos motores do antebraço.
- 24.** Utilizar fios *jumper* para aumentar o comprimento das ligações dos servomotores.
- 25.** Neste passo é necessária alguma flexibilidade, pois é necessário que os quatro fios percorram as respetivas guias instaladas no antebraço assegurando que estes passam por dentro do pulso.
- a. Nota: Além dos fios, é imprescindível que os fios *jumper* também ultrapassem o interior pulso.
- 26.** Posto isto, é a altura de aparafusar a base da mão à parte de cima da mão, utilizando seis parafusos M4 12 mm. No final, verifique se as ligações dos servomotores se encontram fora da mão.
- 27.** Colar as três peças estéticas da mão utilizando a Super Cola.
- 28.** Aparafusar o pulso à mão, utilizando dois parafusos M4 12 mm. De realçar, que não é para aparafusar utilizando todo o comprimento do parafuso, pois nos passos seguintes será necessário utilizar este mesmo parafuso para os furos das duas peças distais do antebraço.
- 29.** Instalar os fios nas polias, e fixá-los nas cabeças dos parafusos M3, tendo em consideração que ainda não será o comprimento final dos fios.
- 30.** Utilizando quatro parafusos M4 12 mm, unir as duas peças distais do antebraço.

- 31.** Encaixar as duas peças distais já aparafusadas ao pulso, e terminar o que tinha sido começado no passo 28.
- 32.** Utilizando os furos realizados nas peças distais do antebraço, é neste passo que se procede ao “equilíbrio” dos fios e das posições do motor, e realiza-se o aperto final dos parafusos M3 das polias.
- 33.** Colar as três peças estéticas do antebraço utilizando a Super Cola.
- 34.** Desta forma, o próximo passo será realizar uma verificação nas ligações dos servomotores para verificar se têm comprimento suficiente para chegar às peças proximais do antebraço, onde se encontra o arduino. Caso o utilizador observe que o comprimento não é suficiente para fazer chegar as ligações ao arduino, pede-se que vá adicionando fios *jumper*.
  - a. Nota: Todas as ligações, tal como os fios *jumper* deverão sempre passar por dentro das peças, para que no final se proceda à montagem de todas as peças.
- 35.** Unir as duas peças proximais do antebraço com seis parafusos M4 12 mm.
- 36.** Instalar a bateria nas duas peças distais utilizando a peça de encaixe da bateria. Após devidamente encaixada, utilizar um pouco de fita cola com o intuito de ajudar a fixar.
- 37.** Encaixar o circuito impresso no respetivo espaço destinado e utilizar novamente um pouco de fita cola para fixar.
- 38.** Utilizando os fios *jumper* deverão ser feitas as devidas ligações no circuito impresso e no Arduino.
  - a. Nota: É aconselhável que exista alguma folga no comprimento das ligações da parte elétrica, de modo a que os fios não se encontrem esticados, diminuindo assim a probabilidade de alguma eventualidade não desejada.
- 39.** Fazer a ligação da bateria ao circuito impresso.
- 40.** Encaixar o arduino na cavidade das duas peças distais do antebraço
- 41.** Finalmente, aparafusar as duas peças distais às duas peças proximais do antebraço, utilizando quatro parafusos M4 12mm.

**Anexo 2**  
**Lista de material**

Tabela A1: Lista de material.

Componente	Referência	Massa	Preço	Fonte
<b>Servomotores MG92B (6x)</b>	1428931	82.8 g	35,90 €	<a href="https://pt.banggood.com/6PCS-MG92B-Robot-13_8g-3_5KG-Torque-Metal-Gear-Digital-Servo-For-RC-Airplane-p-1428931.html?gmcCountry=PT&amp;currency=EUR&amp;createTmp=1&amp;utm_source=googleshopping&amp;utm_medium=cpc_bgs&amp;utm_content=lijing&amp;utm_campaign=sscp-tg-0724-usw-all&amp;gclid=CjwKCAjwvOHZBRBoEiwA48i6ArpH2dPNAB1NL3Wrl07WgpljP23lgGh3W8XzW170V9iCKos-4BhlhoCJRIQAVD_BwE&amp;cur_warehouse=CN">https://pt.banggood.com/6PCS-MG92B-Robot-13_8g-3_5KG-Torque-Metal-Gear-Digital-Servo-For-RC-Airplane-p-1428931.html?gmcCountry=PT&amp;currency=EUR&amp;createTmp=1&amp;utm_source=googleshopping&amp;utm_medium=cpc_bgs&amp;utm_content=lijing&amp;utm_campaign=sscp-tg-0724-usw-all&amp;gclid=CjwKCAjwvOHZBRBoEiwA48i6ArpH2dPNAB1NL3Wrl07WgpljP23lgGh3W8XzW170V9iCKos-4BhlhoCJRIQAVD_BwE&amp;cur_warehouse=CN</a>
<b>Conjunto de flanges (10x)</b>	1081040	-	4,57 €	<a href="https://www.banggood.com/pt/10X-Towerpro-MG90S-MG90D-MG91-MG92B-Servo-Arm-Adjust-Parts-Horns-p-1081040.html?gmcCountry=PT&amp;currency=EUR&amp;createTmp=1&amp;utm_source=googleshopping&amp;utm_medium=cpc_bgs&amp;utm_content=lijing&amp;utm_campaign=sscp-tg-all-newcustom-0822-reo323&amp;gclid=CjwKCAjwvOHZBRBoEiwA48i6AhjQbA1pVMSFT2XXkelRIg6oxQo6SJY8fUwW85ERooOpZtEZZPjilBoC8BIQAVD_BwE&amp;cur_warehouse=CN">https://www.banggood.com/pt/10X-Towerpro-MG90S-MG90D-MG91-MG92B-Servo-Arm-Adjust-Parts-Horns-p-1081040.html?gmcCountry=PT&amp;currency=EUR&amp;createTmp=1&amp;utm_source=googleshopping&amp;utm_medium=cpc_bgs&amp;utm_content=lijing&amp;utm_campaign=sscp-tg-all-newcustom-0822-reo323&amp;gclid=CjwKCAjwvOHZBRBoEiwA48i6AhjQbA1pVMSFT2XXkelRIg6oxQo6SJY8fUwW85ERooOpZtEZZPjilBoC8BIQAVD_BwE&amp;cur_warehouse=CN</a>
<b>Polia da Correia</b>	TRM4100	-	3 €	<a href="https://www.active-robots.com/hardware/belt-drive/gt2-pulleys-6mm-wide/trm4100-0-gt2-pulley-with-5mm-bore-and-16-teeth.html">https://www.active-robots.com/hardware/belt-drive/gt2-pulleys-6mm-wide/trm4100-0-gt2-pulley-with-5mm-bore-and-16-teeth.html</a>
<b>Correia</b>	TRM4218	-	3 €	<a href="https://www.active-robots.com/hardware/belt-drive/gt2-6mm-wide-timing-belt/trm4218-0-2gtx6mm-timing-belt-open.html">https://www.active-robots.com/hardware/belt-drive/gt2-6mm-wide-timing-belt/trm4218-0-2gtx6mm-timing-belt-open.html</a>
<b>Arduino Mega 2560</b>	A0002OK	37 g	29,90€	<a href="https://www.electrofun.pt/arduino/arduino-mega">https://www.electrofun.pt/arduino/arduino-mega</a>
<b>Bateria Lipo</b>	FD_2345_67	80 g	-	<a href="https://www.lipobattery.us/lipobattery-lp945170-3-7v-400mah/">https://www.lipobattery.us/lipobattery-lp945170-3-7v-400mah/</a>
<b>Conversor DC-DC Boost</b>	PTR002656	13 g	6,52 €	<a href="https://www.ptrobotics.com/alimentacao/2656-dc-dc-boost-converter-step-up-power-module-output-5v-35v.html">https://www.ptrobotics.com/alimentacao/2656-dc-dc-boost-converter-step-up-power-module-output-5v-35v.html</a>
<b>IMAX B6AC</b>	1497293	-	25,86 €	<a href="https://pt.banggood.com/IMAX-B6AC-80W-6A-Updated-Balance-Charger-Discharge-for-Lipo-Li-ion-LiFeNiMh-Battery-p-1497293.html?gmcCountry=PT&amp;currency=EUR&amp;createTmp=1&amp;utm_source=googleshopping&amp;utm_medium=cpc_bgs&amp;utm_content=lijing&amp;utm_campaign=sscp-tg-all-newcustom-0822-reo324&amp;gclid=CjoKCQjw4droBR CxARIsAKUNjWRY6rqepJICaTY2nVGI_5WSsCVtHWXFIQA4GrjI6WcNAmrqsQtBsaAhtoEALw_wcB&amp;ID=47757&amp;cur_warehouse=CN">https://pt.banggood.com/IMAX-B6AC-80W-6A-Updated-Balance-Charger-Discharge-for-Lipo-Li-ion-LiFeNiMh-Battery-p-1497293.html?gmcCountry=PT&amp;currency=EUR&amp;createTmp=1&amp;utm_source=googleshopping&amp;utm_medium=cpc_bgs&amp;utm_content=lijing&amp;utm_campaign=sscp-tg-all-newcustom-0822-reo324&amp;gclid=CjoKCQjw4droBR CxARIsAKUNjWRY6rqepJICaTY2nVGI_5WSsCVtHWXFIQA4GrjI6WcNAmrqsQtBsaAhtoEALw_wcB&amp;ID=47757&amp;cur_warehouse=CN</a>
<b>Circuito Impresso</b>	-	-	-	-
<b>Fita Cola</b>	156Z10741	-	0,21 €	<a href="https://loja.joaquimmartins.net/loja/fita-adesiva-15mmx10mts-">https://loja.joaquimmartins.net/loja/fita-adesiva-15mmx10mts-</a>

				transparente-iun-156210741/?dTribeID=k5JV9ZYc5jrV03MbA6nTLDMfQxGKjQpb adtribes 67432&utm_source=Kuantokusta.pt&utm_campaign=Copy%20KuantokustaEan&utm_medium=cpc&utm_term=67432
<b>Super Cola</b>	4009335	-	3,99 €	<a href="https://www.aki.pt/tintas-e-drogaria/colas-silicones-fitas-adesivas/cola-de-reparacao/supercola/supercolapincelaton5grp76788.aspx">https://www.aki.pt/tintas-e-drogaria/colas-silicones-fitas-adesivas/cola-de-reparacao/supercola/supercolapincelaton5grp76788.aspx</a>
<b>Fios Jumper (Macho) (40x)</b>	PTR006482	-	3,08 €	<a href="https://www.ptrobotics.com/jumper-wires/6482-premium-malemale-jumper-wires-100mm-pack-of-40.html">https://www.ptrobotics.com/jumper-wires/6482-premium-malemale-jumper-wires-100mm-pack-of-40.html</a>
<b>Fios Jumper (Fêmea) (40x)</b>	PTR006483	-	3,08 €	<a href="https://www.ptrobotics.com/jumper-wires/6483-premium-femalefemale-jumper-wires-100mm-pack-of-40.html">https://www.ptrobotics.com/jumper-wires/6483-premium-femalefemale-jumper-wires-100mm-pack-of-40.html</a>
<b>Fio de Pesca</b>	8211792	-	2,70 €	<a href="https://www.decathlon.pt/fio-de-pesca-fluor-200m-id_8211792.html">https://www.decathlon.pt/fio-de-pesca-fluor-200m-id_8211792.html</a>
<b>Kit de Parafusos e Porcas M3</b>	C0598OK	-	19,50 €	<a href="https://www.electrofun.pt/parafusos-e-mecanica/kit-340-pecas-m3-parafusos-e-porcass">https://www.electrofun.pt/parafusos-e-mecanica/kit-340-pecas-m3-parafusos-e-porcass</a>
<b>Kit de Parafusos e porcas M2, M3 e M4 (x2)</b>	E0229CE	-	7,7 €	<a href="https://www.electrofun.pt/ferramentas/kit-parafusos-m2-m3-m4-anilhas-330-pecas-velleman">https://www.electrofun.pt/ferramentas/kit-parafusos-m2-m3-m4-anilhas-330-pecas-velleman</a>
<b>Antebraço_ 4º Peça</b>	-	131,35 g	52 €	-
<b>Antebraço_3º Peça</b>	-	130,81 g	50 €	-
<b>Antebraço_2º Peça</b>	-	91,88 g	35 €	-
<b>Antebraço_1º Peça</b>	-	57,21 g	25 €	-
<b>Falange distal do dedo anular e indicador (x2)</b>	-	5,03 g x 2 = 10,06 g	3 €	-
<b>Falange média do dedo anular e indicador (x2)</b>	-	6,34 g x 2 = 12,69 g	9 €	-
<b>Falange proximal do dedo anular e indicador (x2)</b>	-	6,59 g x 2 = 13,18 g	4 €	-
<b>Falange distal do dedo médio</b>	-	3,37 g	2 €	-
<b>Falange média do dedo médio</b>	-	3,99 g	3 €	-

<b>Falange proximal do dedo médio</b>	-	3,99 g	3 €	-
<b>Falange distal do dedo mínimo</b>	-	1,38 g	1 €	-
<b>Falange média do dedo mínimo</b>	-	1,87 g	2 €	-
<b>Falange proximal do dedo mínimo</b>	-	1,91 g	2 €	-
<b>Falange distal do polegar</b>	-	5,86 g	3 €	-
<b>Falange proximal do polegar</b>	-	6,31 g	8 €	-
<b>Base da mão</b>	-	108,68 g	48 €	-
<b>Parte de cima da mão</b>	-	82,34 g	38 €	-
<b>Batente Nº1</b>	-	0,08 g	1 €	-
<b>Batente Nº2</b>	-	0,14 g	1 €	-
<b>Peça de ligação da polia da correia</b>	-	1,69 g	1 €	-
<b>Peça do mecanismo de rotação do polegar</b>	-	1,69 g	2 €	-
<b>Peça de encaixe da bateria</b>	-	9,16 g	4 €	-
<b>Peça de encaixe do dedo anular</b>	-	0,91 g	1 €	-
<b>Peça de encaixe do motor na vertical</b>	-	1,34 g	1 €	-
<b>Peça Estética do Antebraço (Sem motores)</b>	-	1,78 g	1 €	-
<b>Peça Estética do Antebraço</b>	-	0,59 g	1 €	-

<b>Peça Estética do Antebraço (+)</b>	-	0,59 g	1 €	-
<b>Peça estética da base da mão Nº1</b>	-	0,07 g	1 €	-
<b>Peça estética da base da mão Nº2</b>	-	0,07 g	1 €	-
<b>Peça estética da base da mão Nº3</b>	-	0,07 g	1 €	-
<b>Polias para os dedos (x5)</b>	-	10,89 g	7 €	-
<b>Pulso</b>	-	11,22 g	5 €	-
<b>Total</b>	-	1192,69 g	419,54 €	-

Realizando alguns comentários acerca da lista de material, como seria de esperar as peças 3D impressas não possuem referência nem fonte. No entanto, poder-se-á afirmar que as peças 3D que se encontram nos vídeos em anexo, eram compostas por um filamento de ABS e foram impressas por uma impressora da empresa *Stratasys* com uma precisão de 0,025 milímetros.

Abordando o preço total, foi obtido um valor de 419,54 €, no entanto falta adicionar o preço de dois componentes, nomeadamente da bateria e do circuito impresso. Infelizmente, foram várias as tentativas de contacto com o fornecedor da bateria, ao que nunca se obteve uma resposta. Em relação ao circuito impresso também existiram várias tentativas no sentido de perspetivar um valor para este mesmo, contudo sem sucesso. De realçar, que nesta lista de material está estipulado duas encomendas de 2 kit de parafusos e porcas M2, M3 e M4, com o intuito de obter parafusos e porcas M4. Uma maneira de reduzir o preço total seria encontrar um fornecedor que vendesse apenas os parafusos e porcas M4 necessários. Nesta situação, optou-se por duas unidades deste kit devido à rapidez de entrega e fiabilidade do fornecedor.

Para finalizar, no peso total da tabela é possível observar um valor de 1192,69 gramas, podendo assim concluir que a prótese irá ter uma massa total de 1,2 quilogramas. Contudo, foram feitas várias considerações que necessitam de ser explicadas. Primeiramente, existem vários componentes que não apresentam a sua massa, sendo que esta decisão é derivada de duas razões. A primeira é que alguns dos componentes não apresentam a sua massa na fonte ou no *datasheet*. A segunda razão deve-se ao facto de o componente ser tão leve, que chega a ser dispensável na massa total. No entanto, é aconselhável a que a este valor da massa

total seja adicionado 100 gramas de maneira a ter em consideração estes componentes, obtendo assim um massa total de 1,3 quilogramas.

**Anexo 3**  
**Movimentos de apreensão**

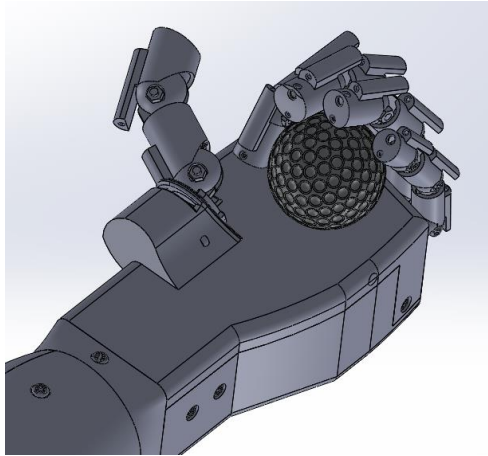


Figura A1: Movimento de preensão – Bola de golf.

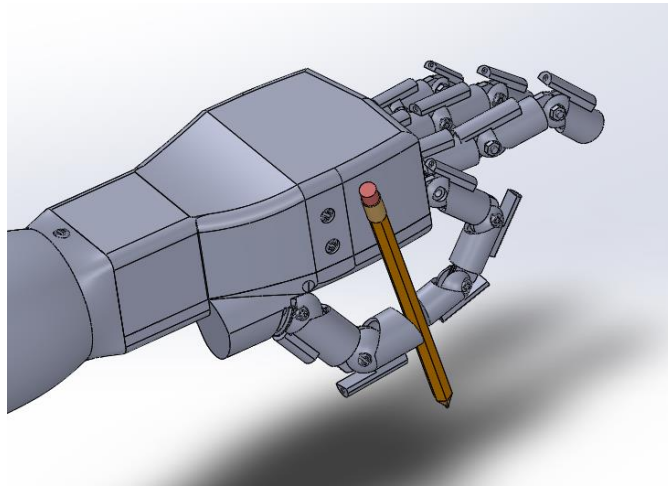


Figura A2: Movimento de preensão – Lápis.

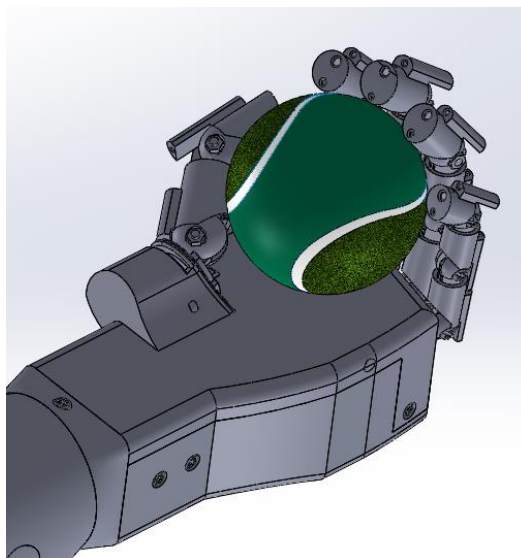


Figura A3: Movimento de preensão – Bola de ténis.

**Anexo 4**  
**Esquema elétrico**

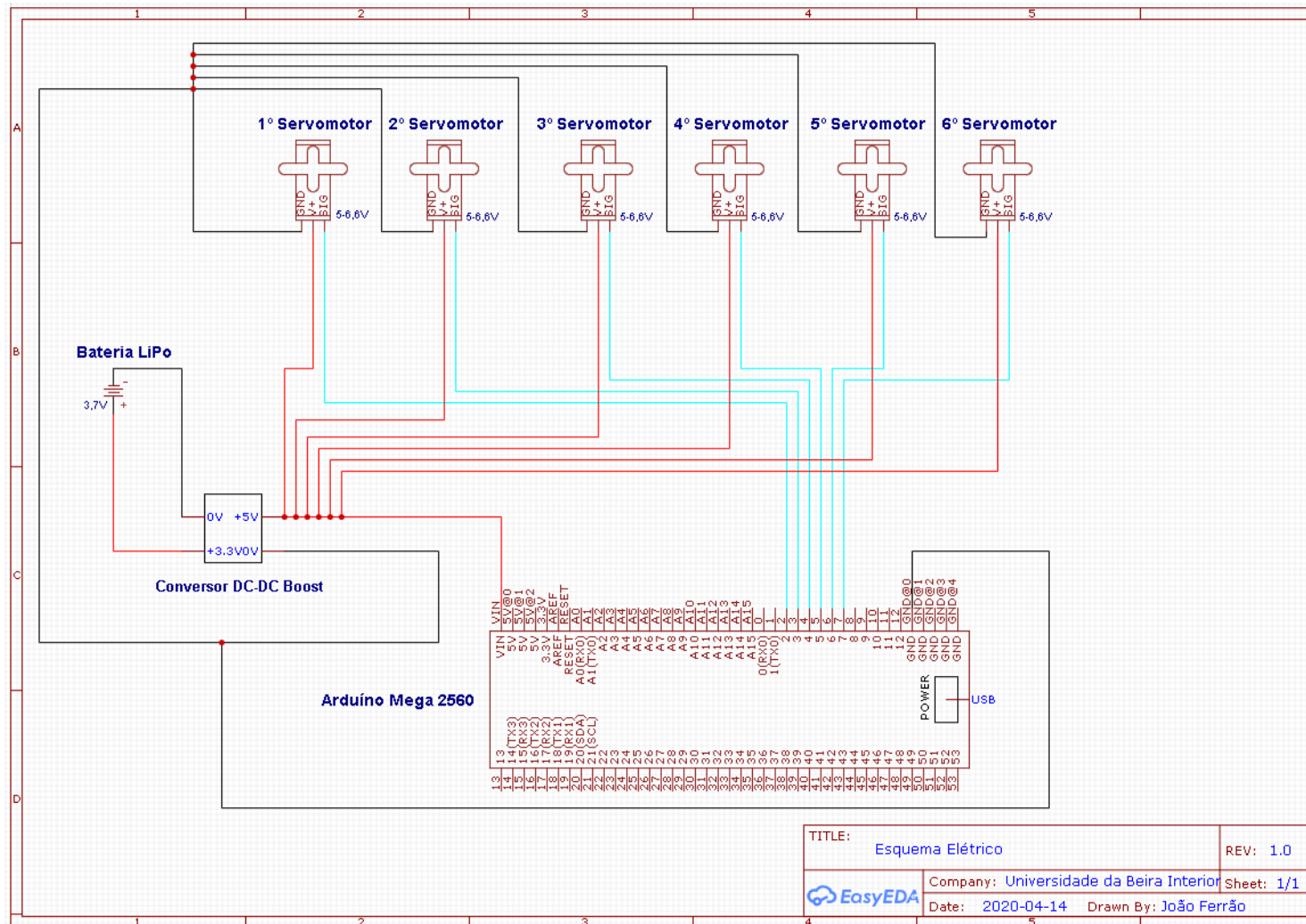


Figura A4: Esquema elétrico.

**Anexo 5**  
**Circuito impresso**

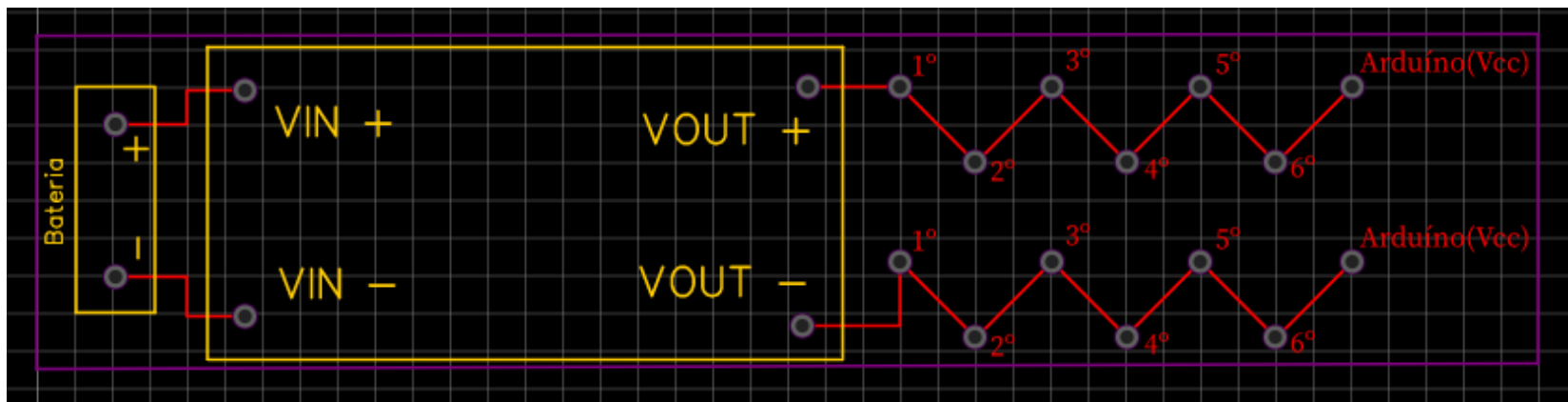


Figura A5: Circuito impresso.

**Anexo 6**  
**Desenhos de execução**

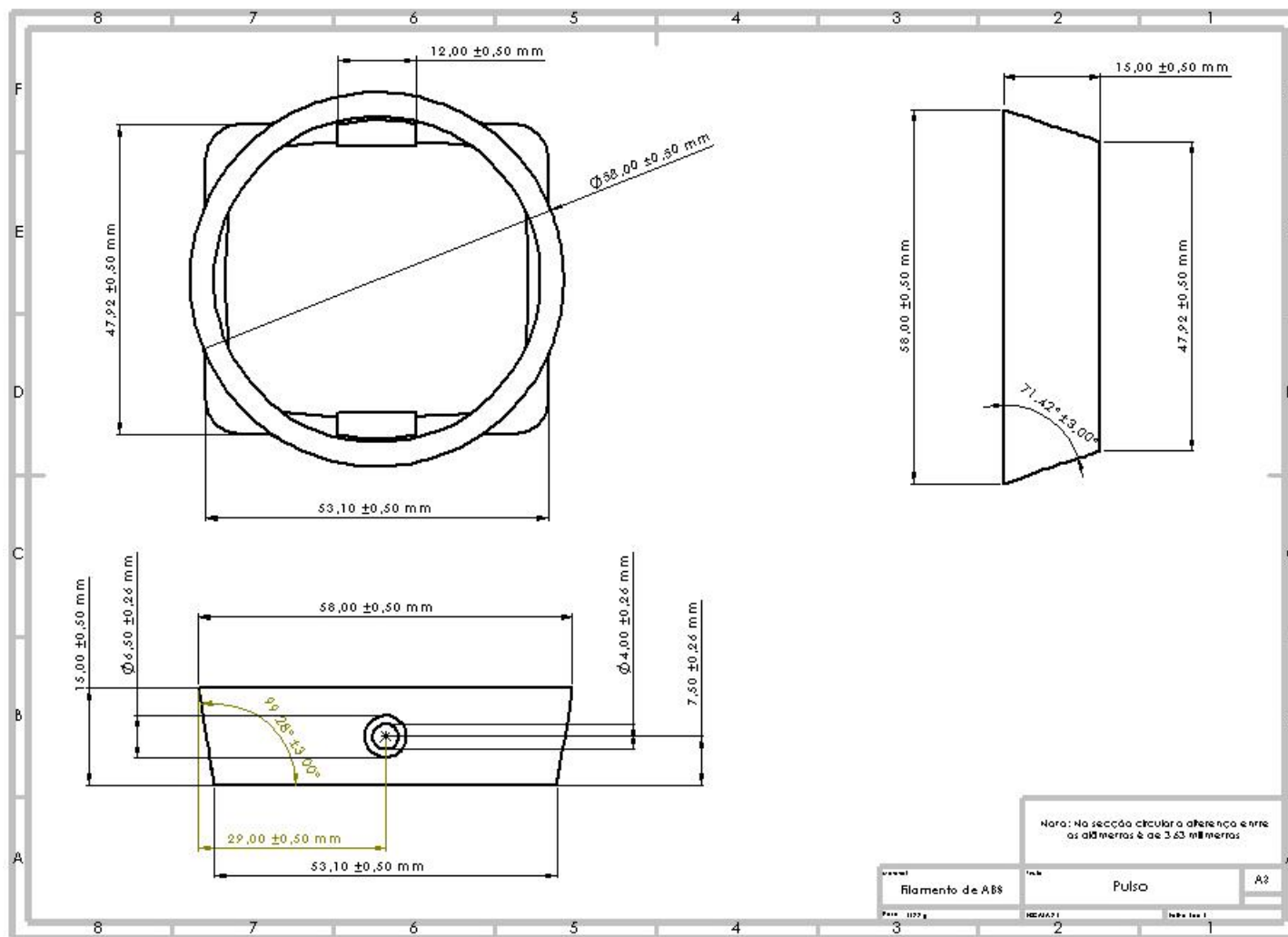


Figura A6: Desenho de Execução – Pulso.

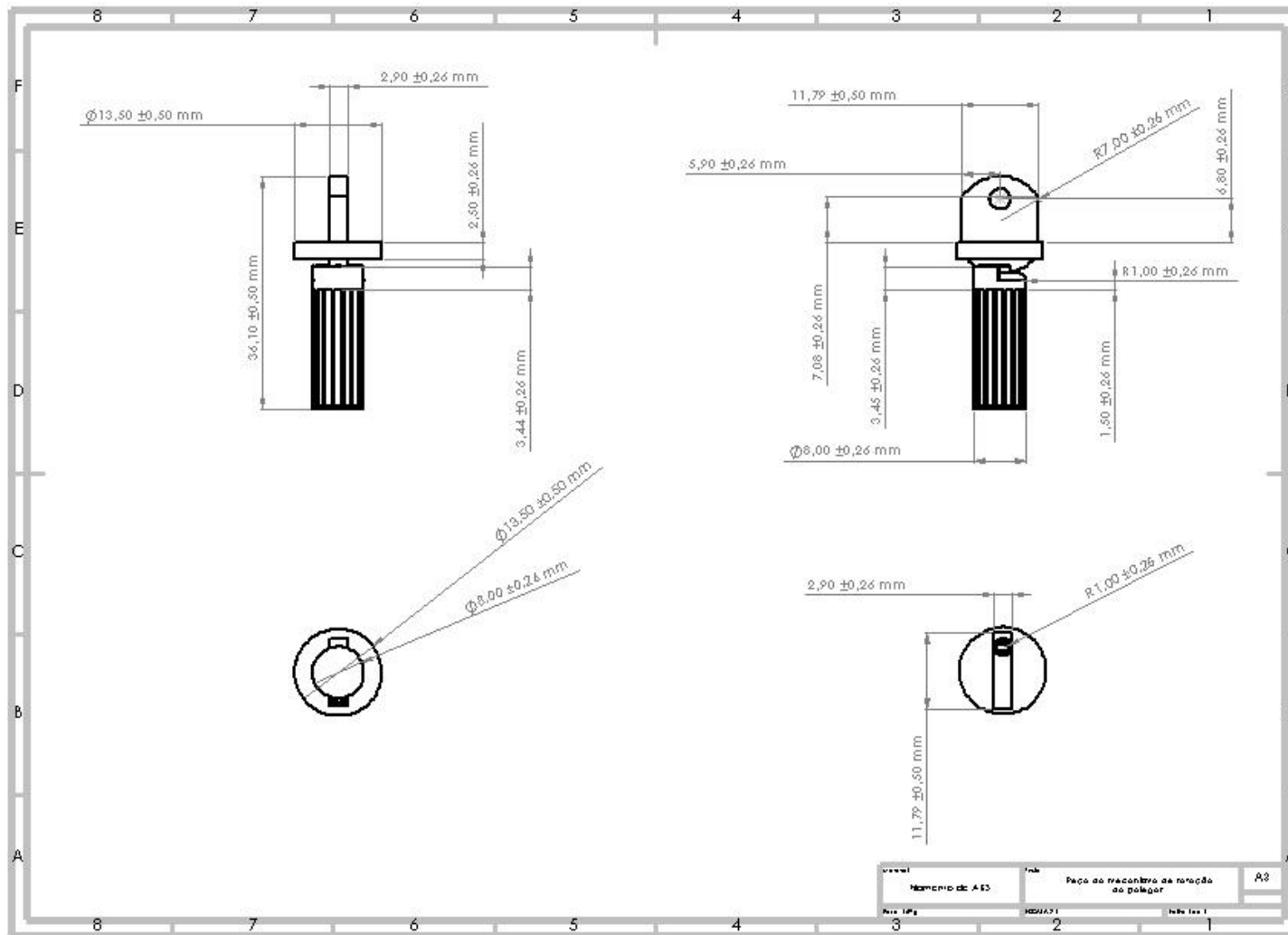


Figura A7: Desenho de Execução – Peça do mecanismo de rotação do polegar.

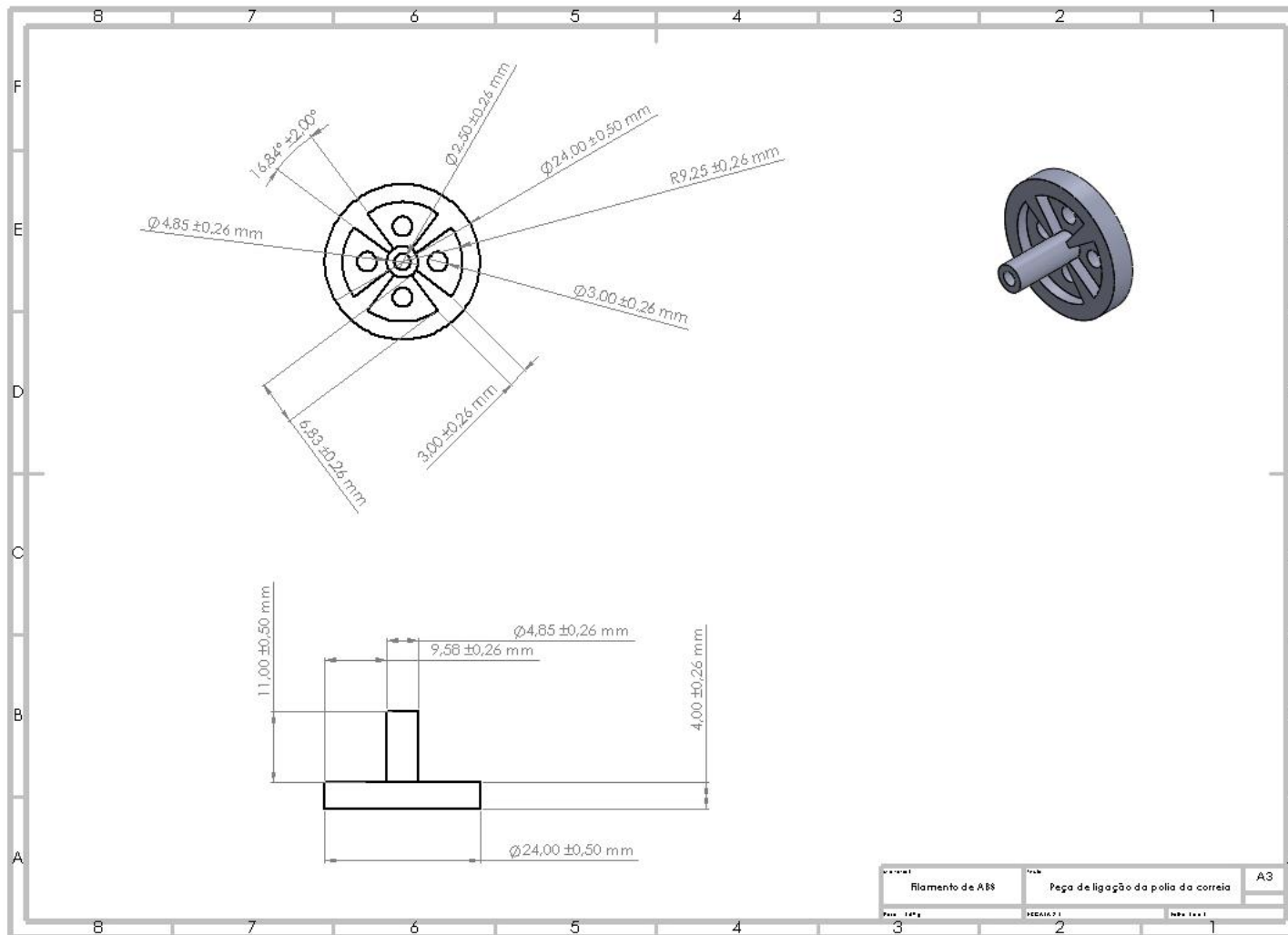


Figura A8: Desenho de Execução – Peça de ligação da polia da correia.

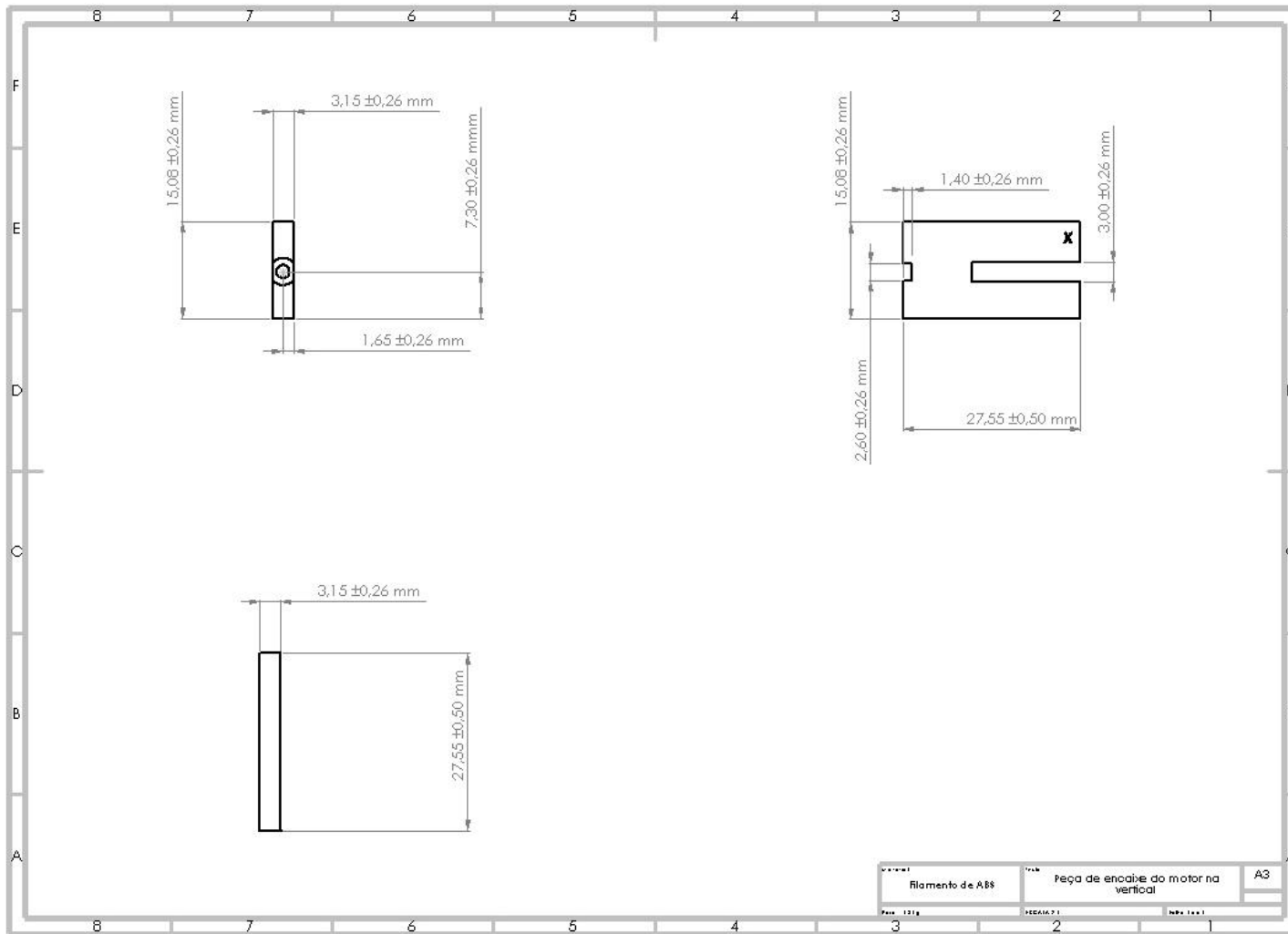


Figura A9: Desenho de Execução – Peça de encaixe do motor na vertical.



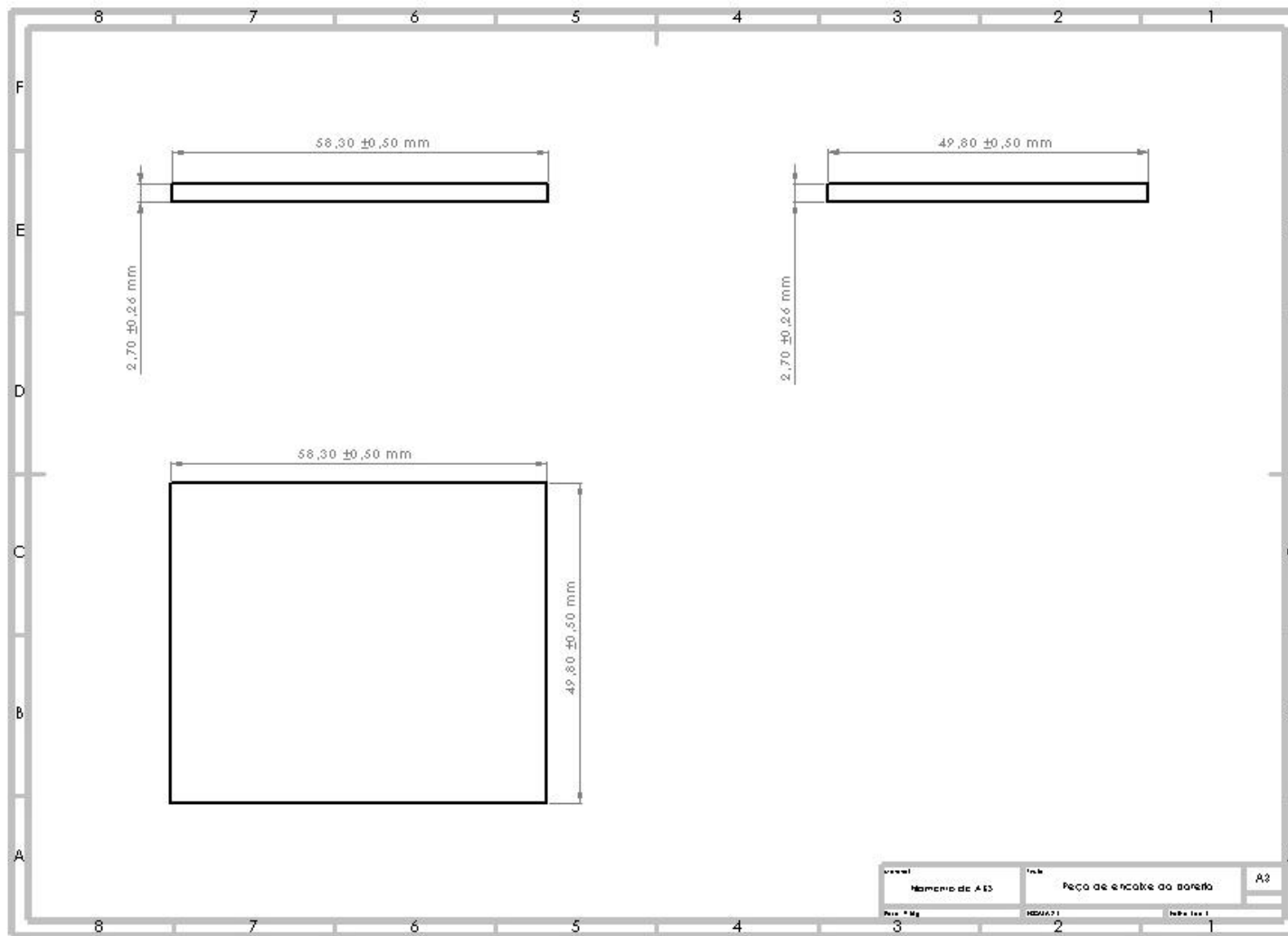


Figura A11: Desenho de Execução – Peça de encaixe da bateria.

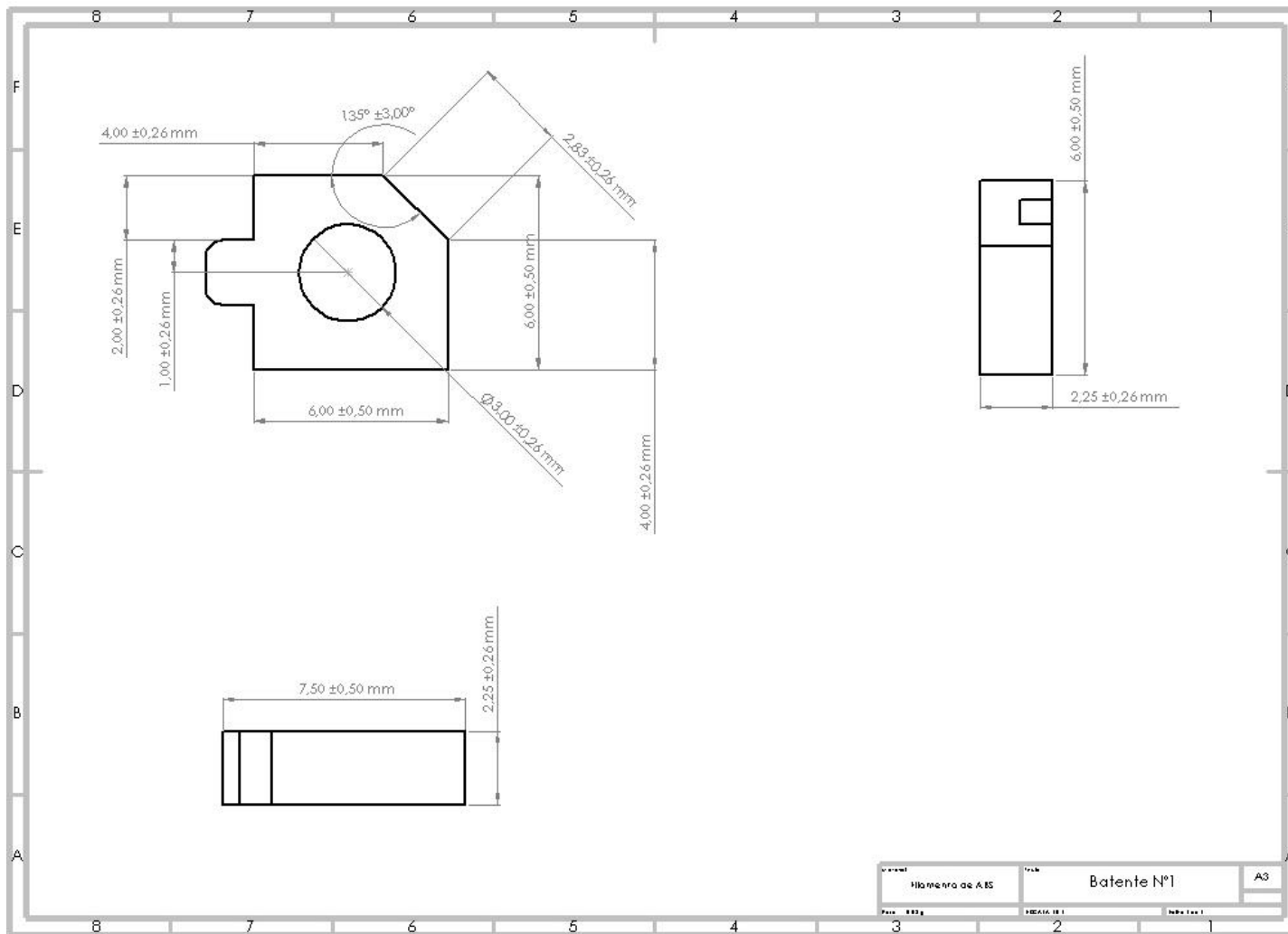


Figura A12: Desenho de Execução – Batente Nº1.



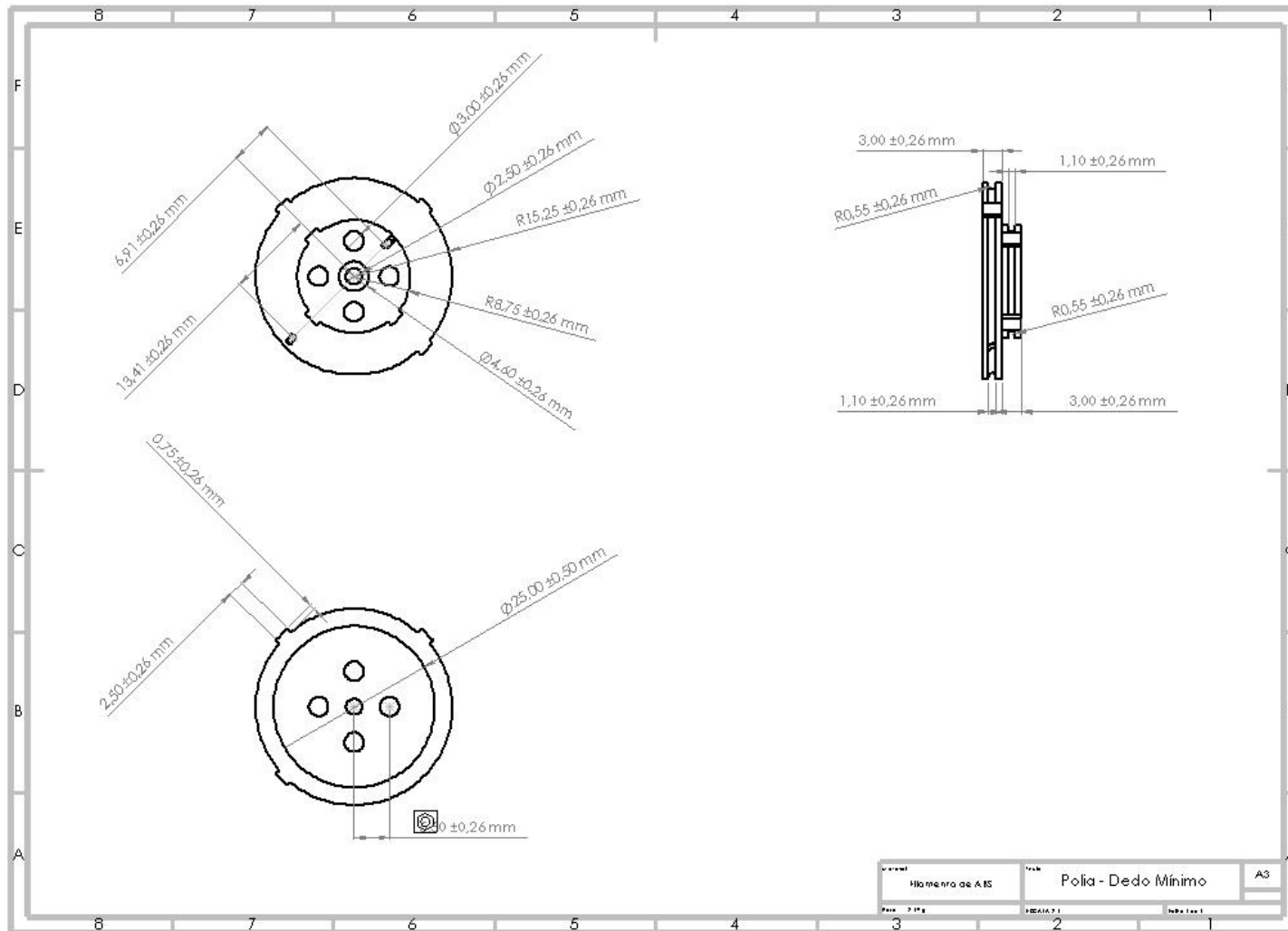


Figura A14: Desenho de Execução – Polia do dedo mínimo.

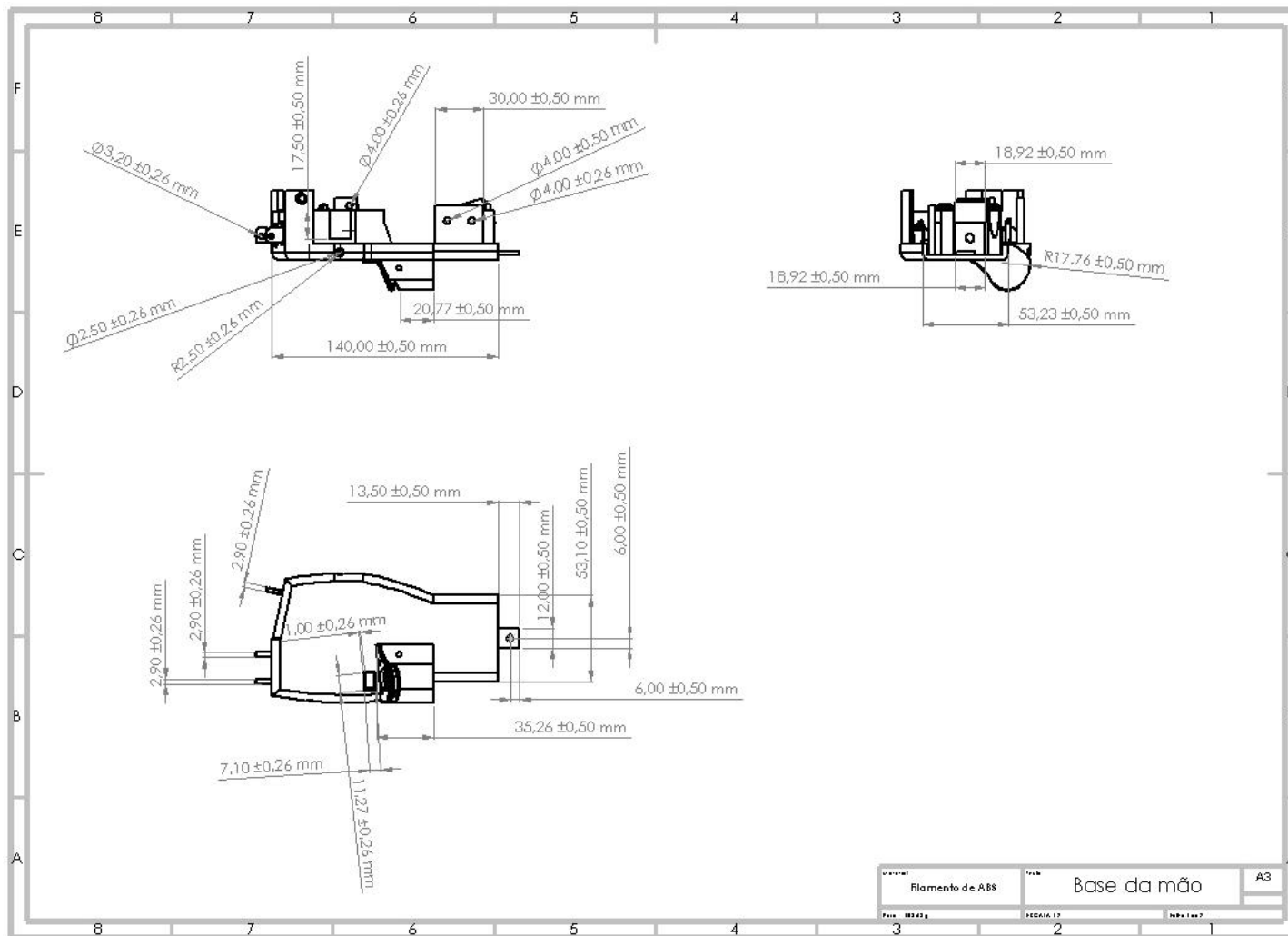


Figura A15: Desenho de Execução – Base da mão (Folha N°1).



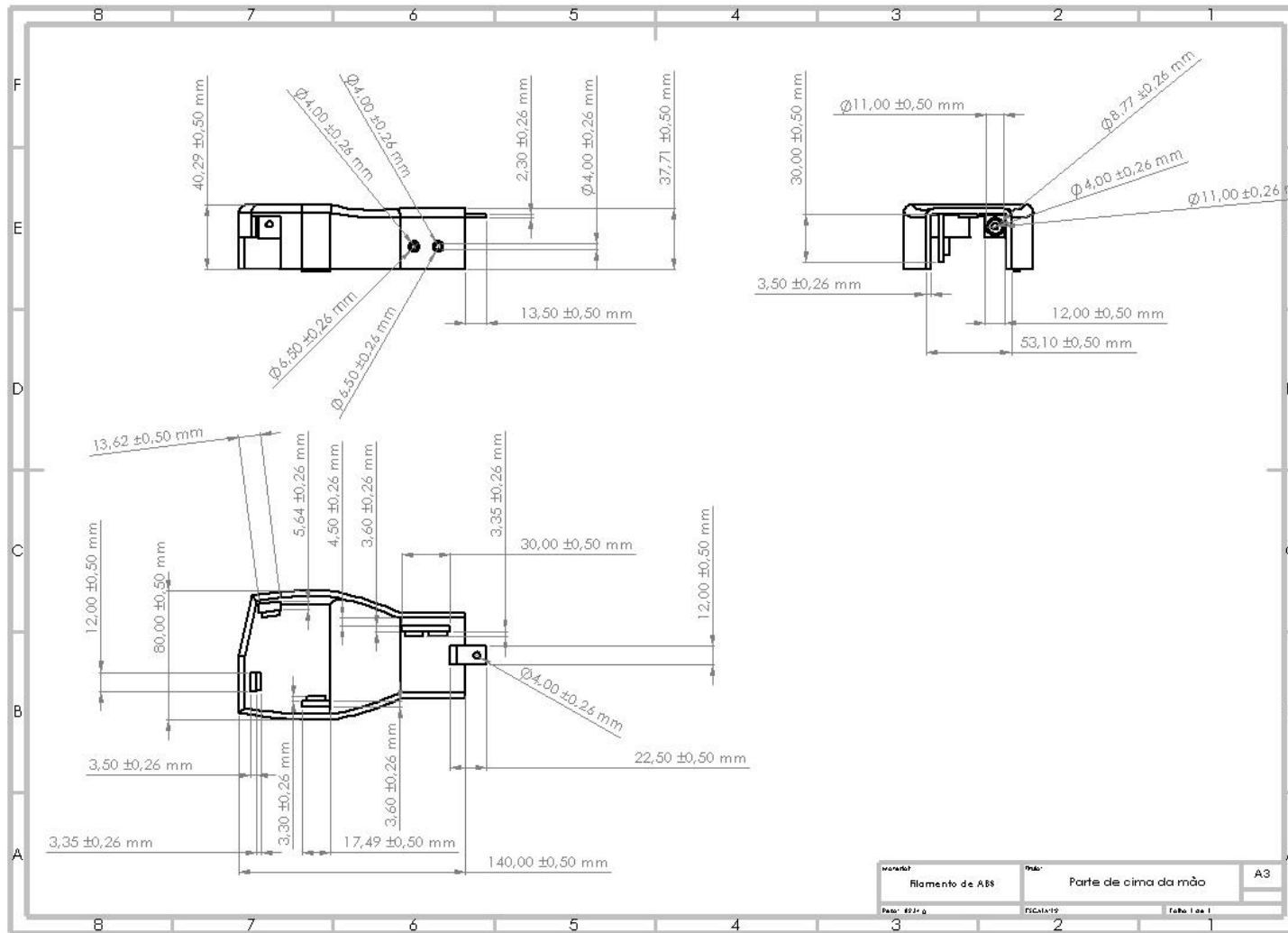


Figura A17: Desenho de Execução – Parte de cima da mão.

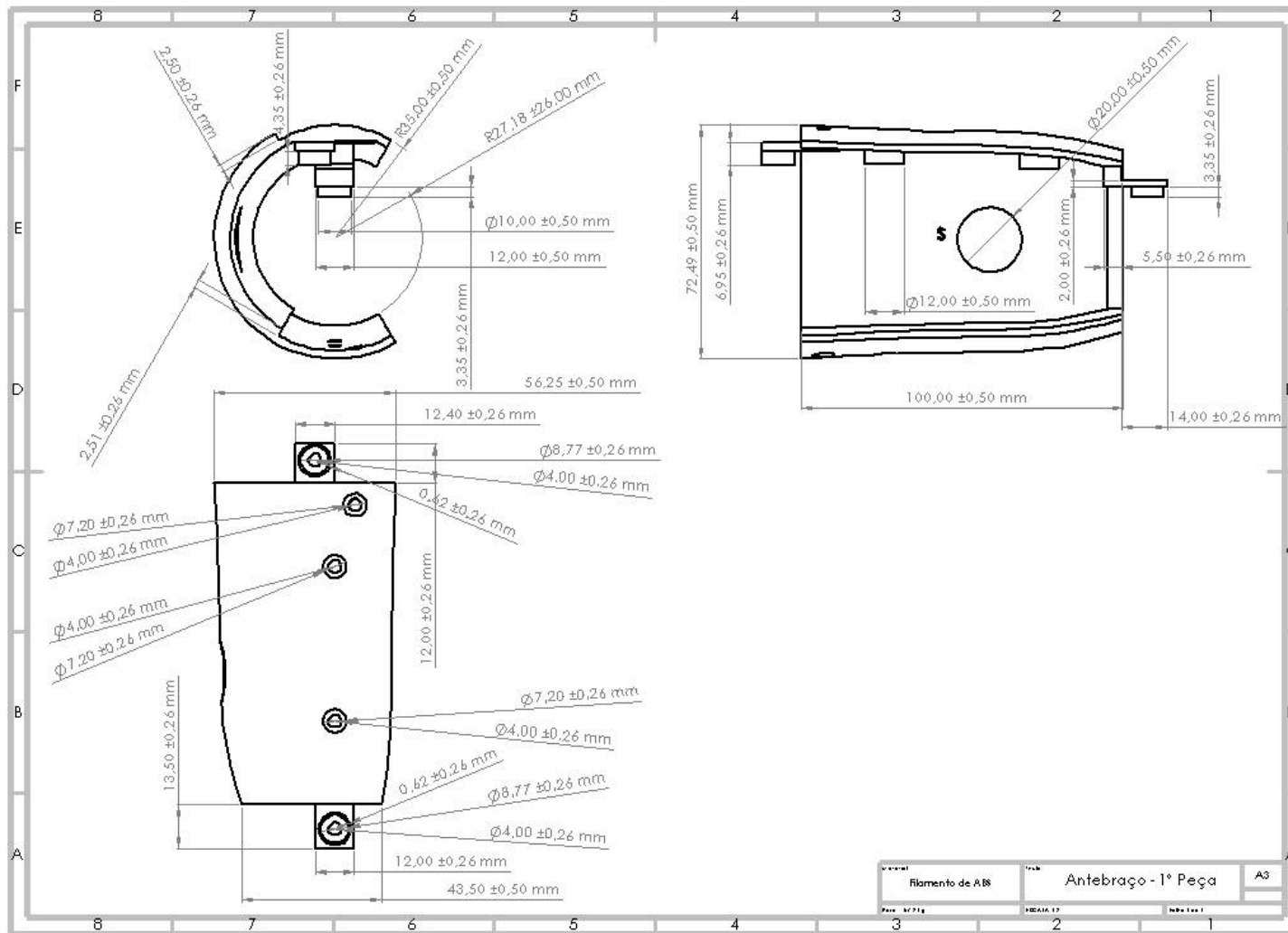


Figura A18: Desenho de execução – 1º Peça do antebraço.

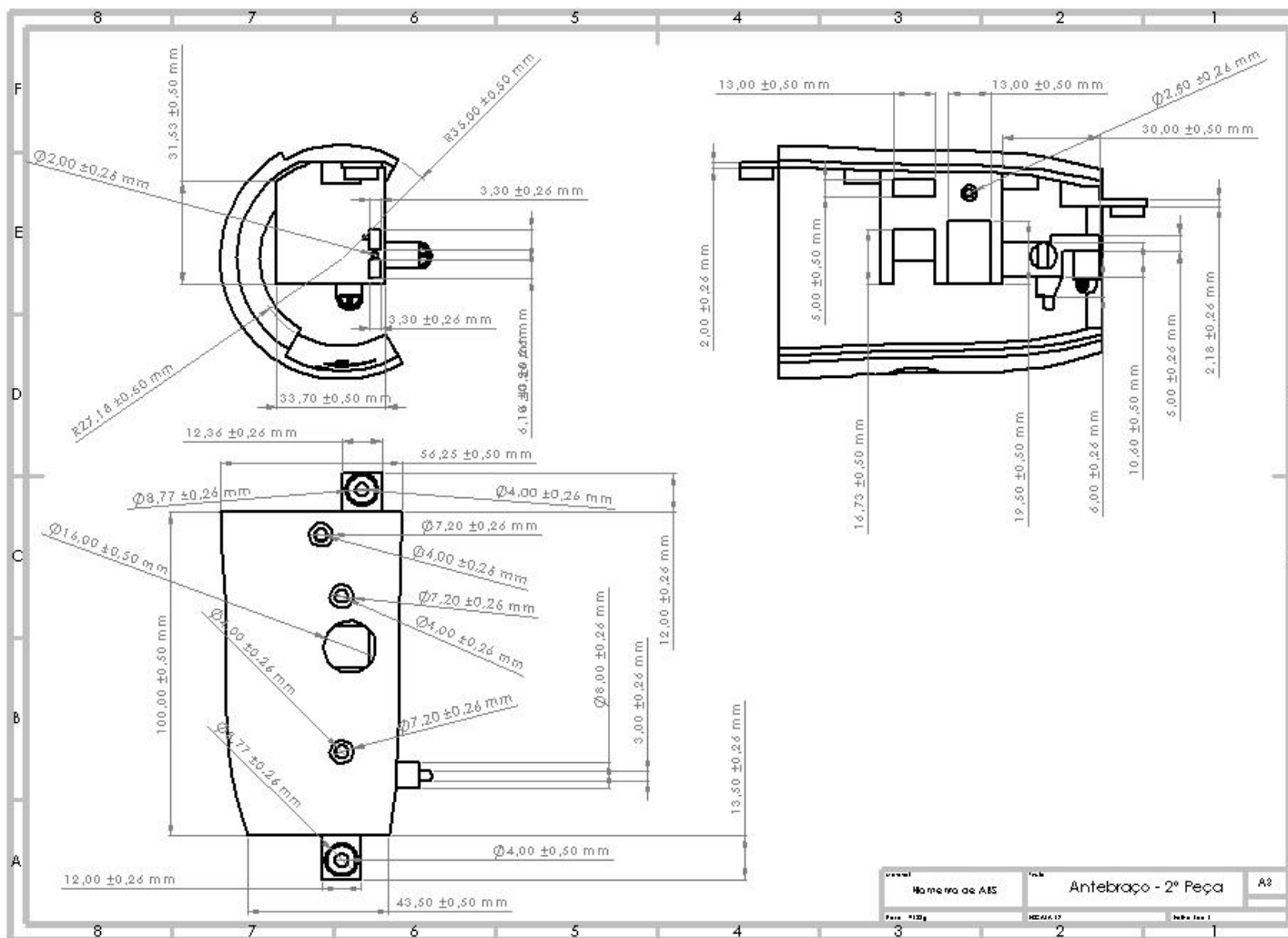


Figura A19: Desenho de execução – 2ª Peça do antebraço.



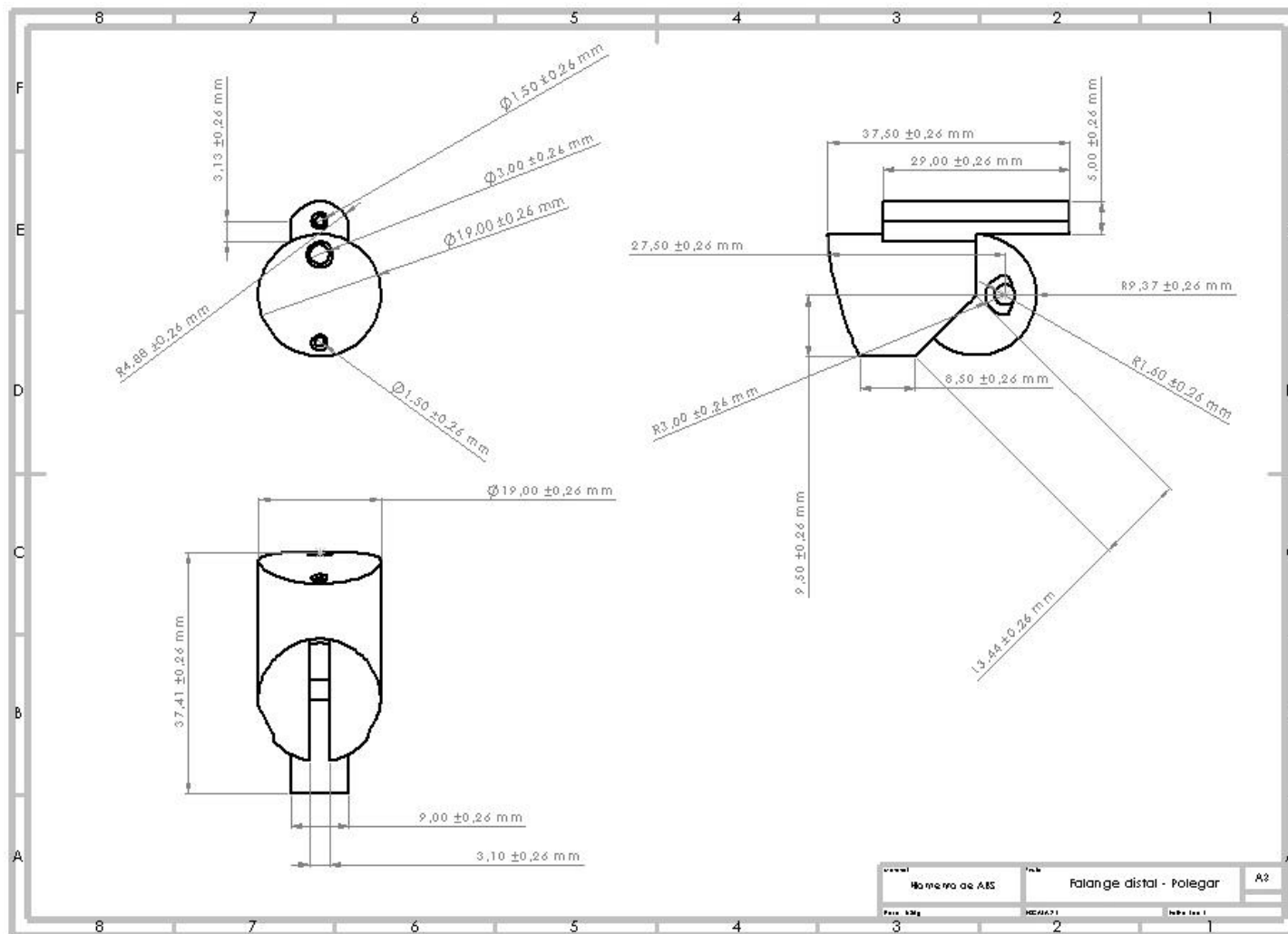


Figura A21: Desenho de execução – Falange distal do polegar.

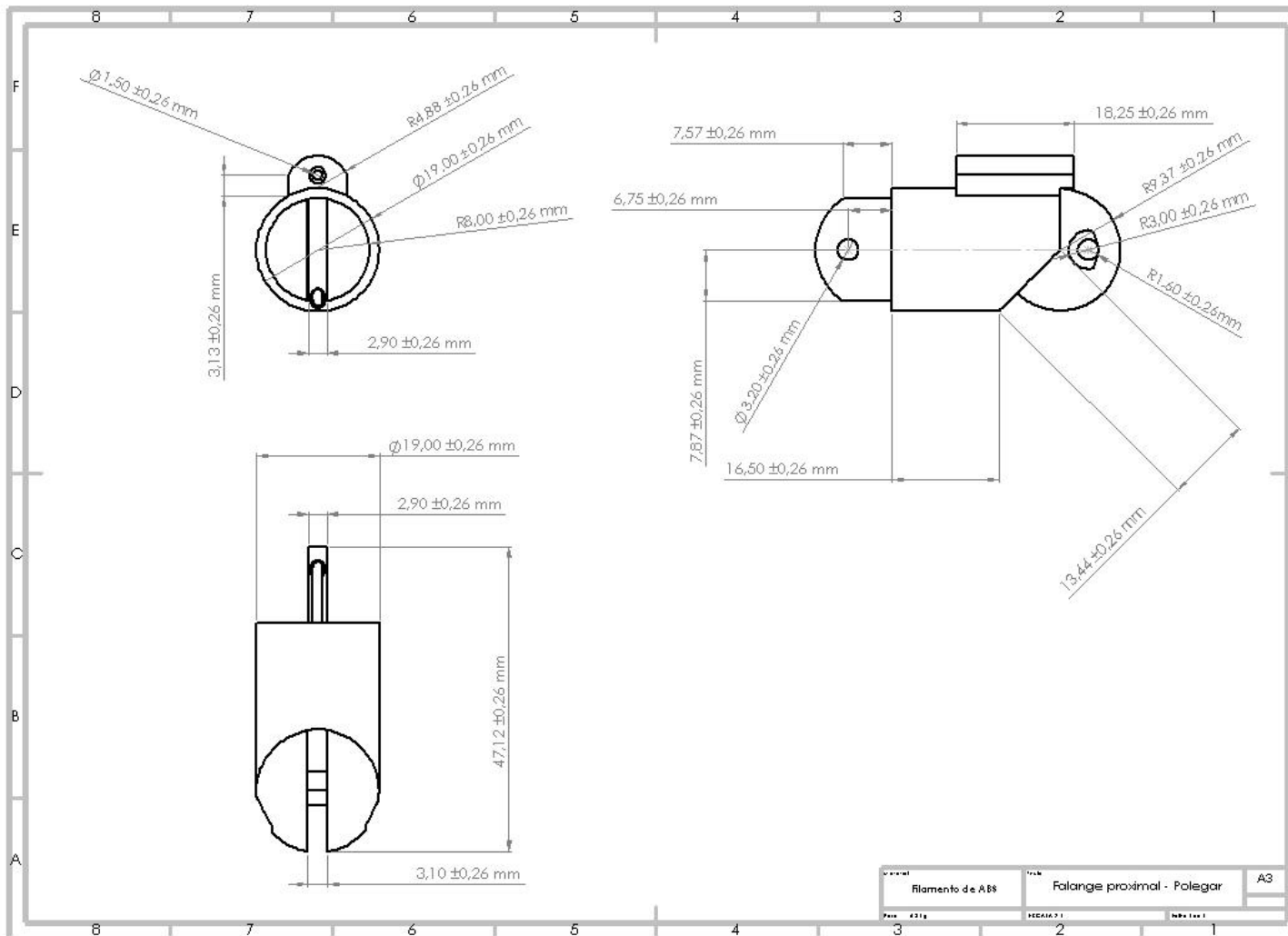


Figura A22: Desenho de execução – Falange proximal do polegar.

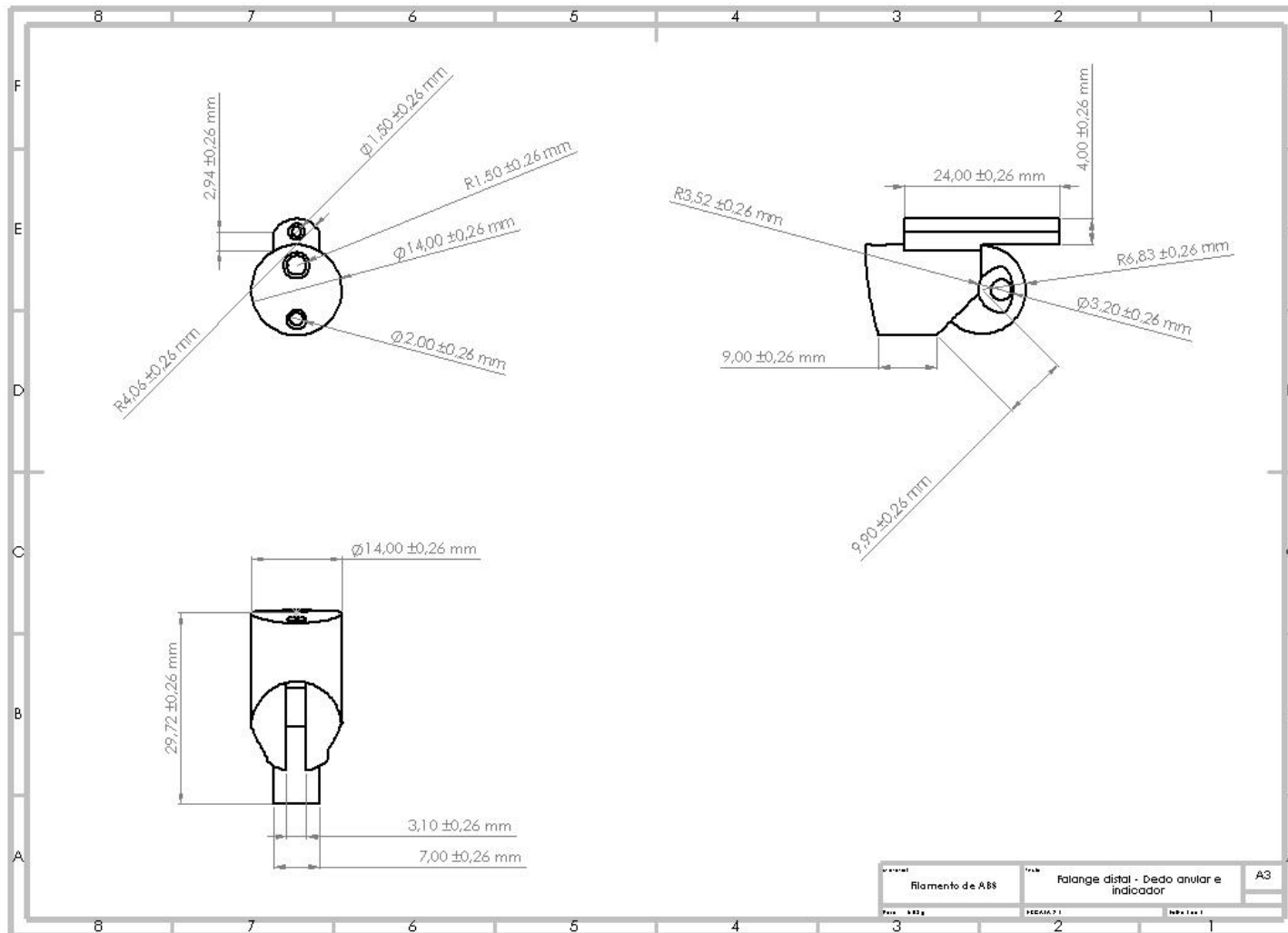


Figura A23: Desenho de execução – Falange distal do dedo anular e indicador.

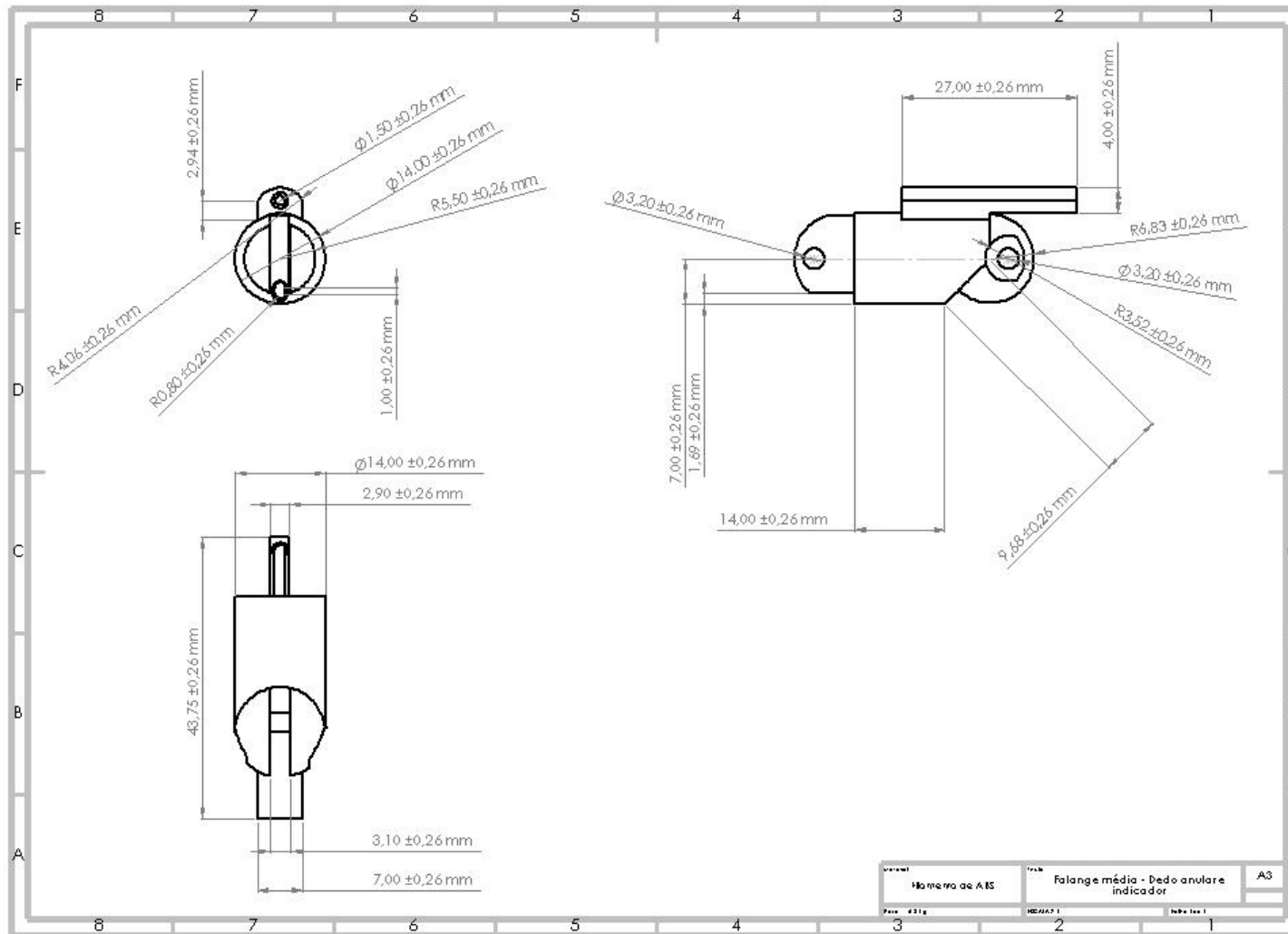


Figura A24: Desenho de execução – Falange média do dedo anular e indicador.

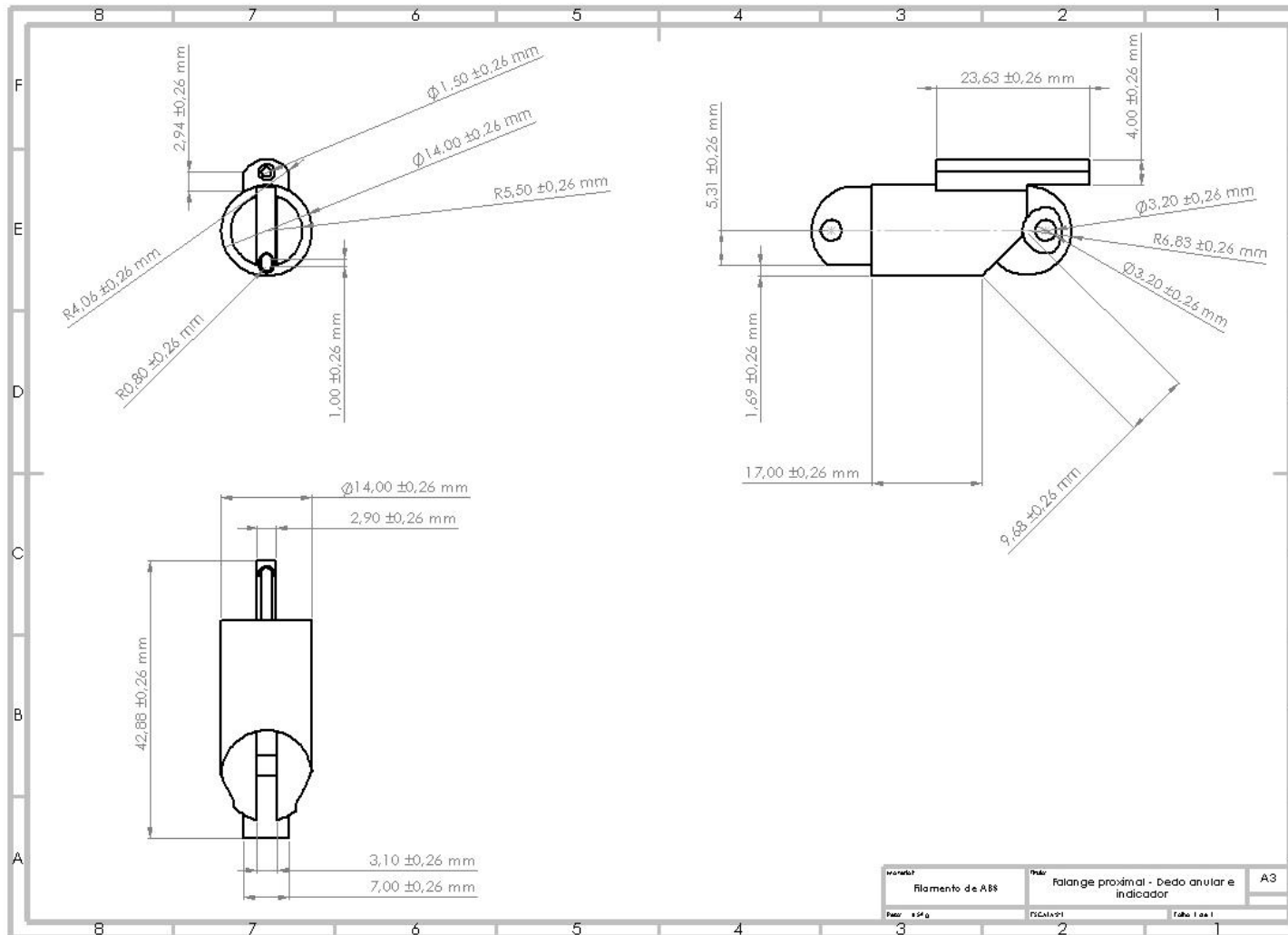


Figura A25: Desenho de execução – Falange proximal do dedo anular e indicador.

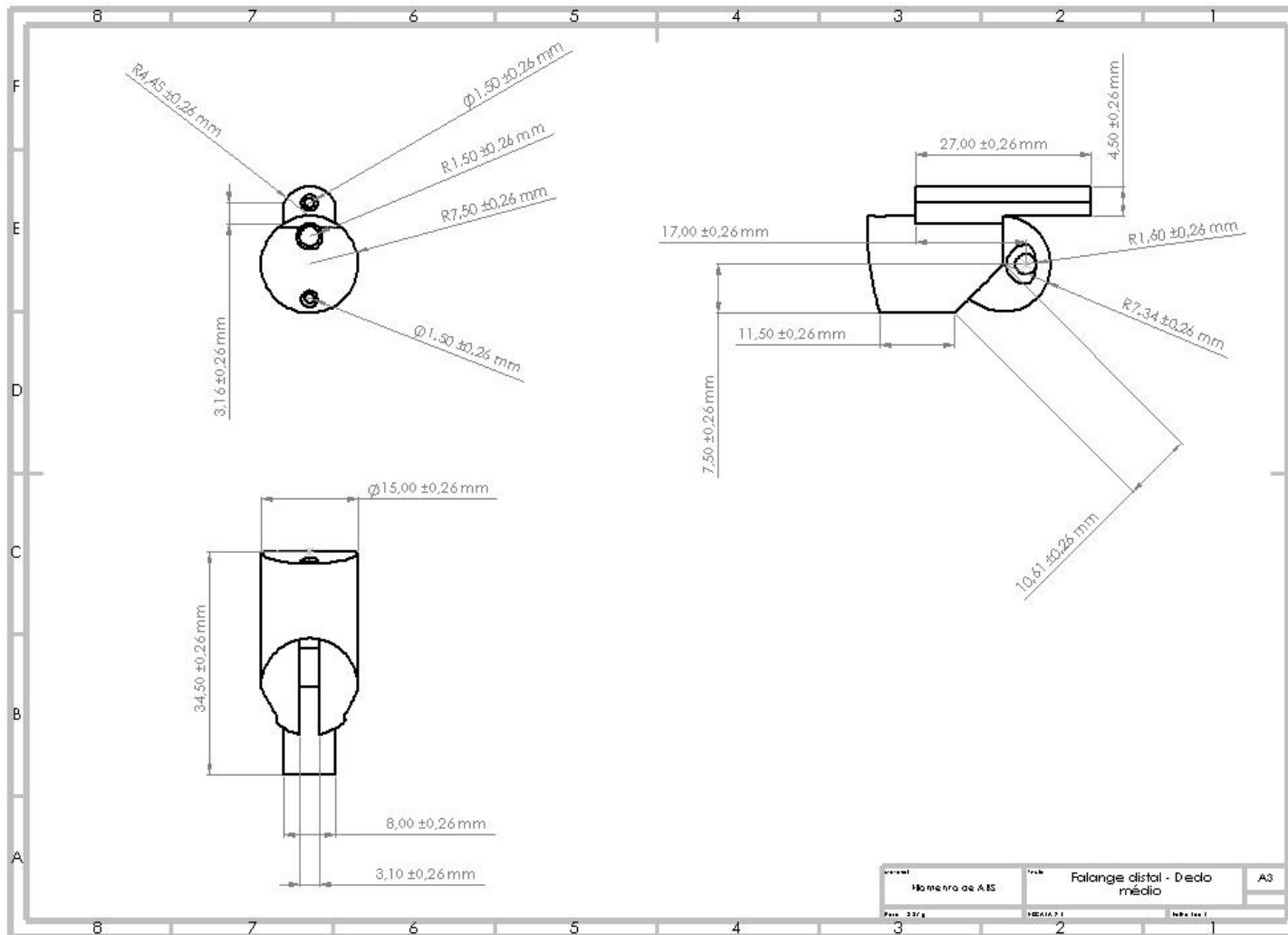


Figura A26: Desenho de execução – Falange distal do dedo médio.

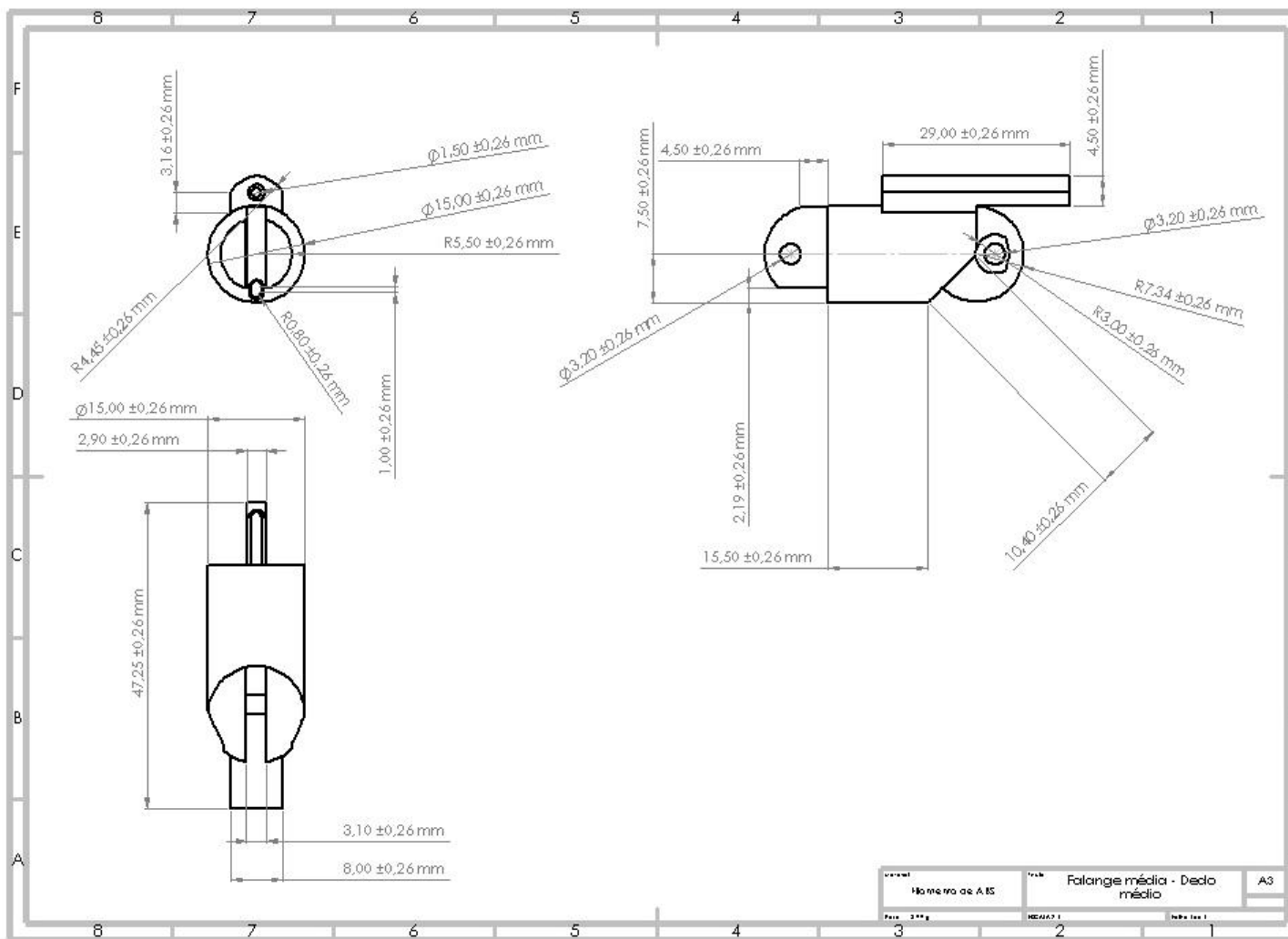


Figura A27: Desenho de execução – Falange média do dedo médio.

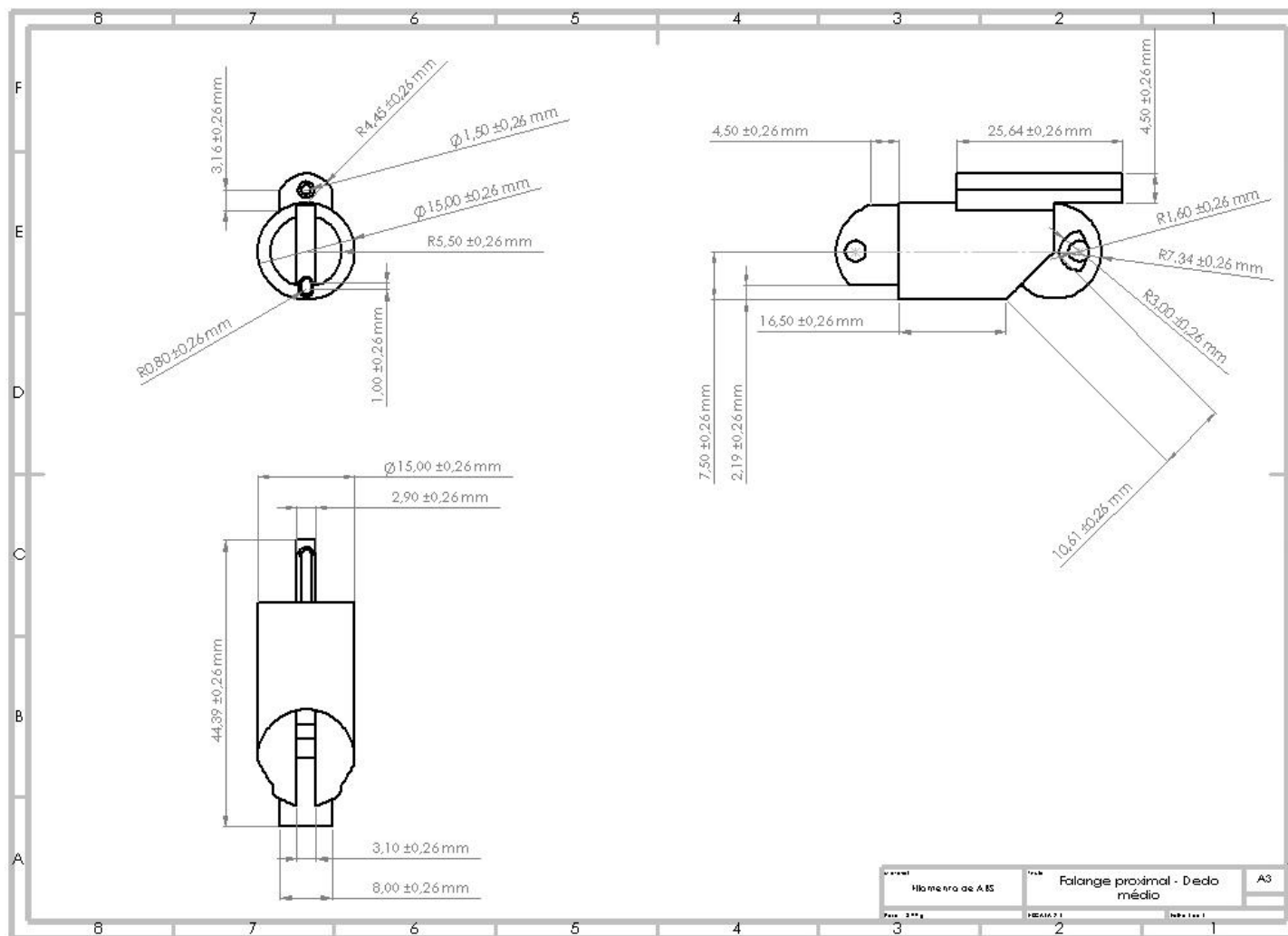


Figura A28: Desenho de execução – Falange proximal do dedo médio.

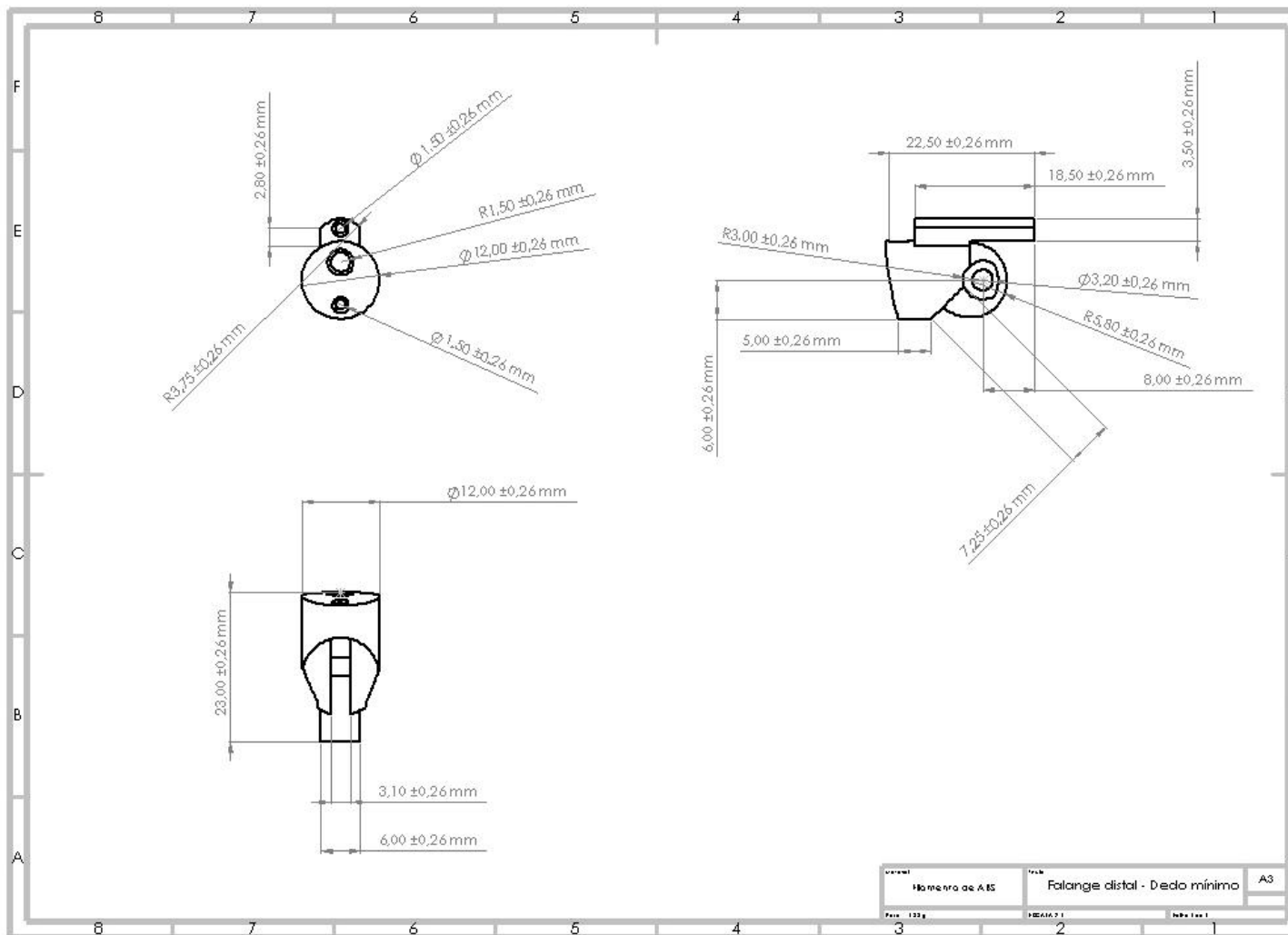


Figura A29: Desenho de execução – Falange distal do dedo mínimo.

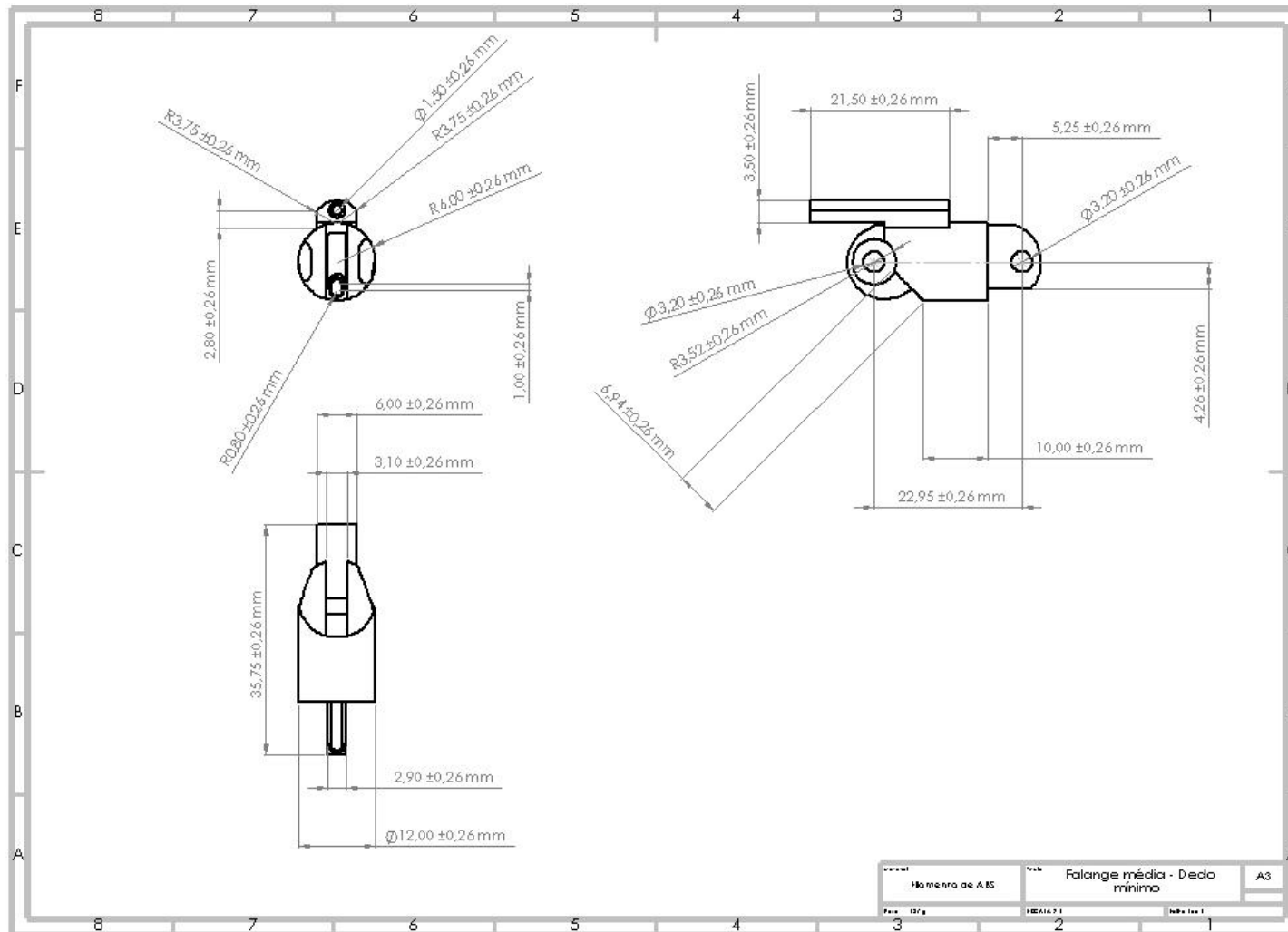


Figura A30: Desenho de execução – Falange média do dedo mínimo.

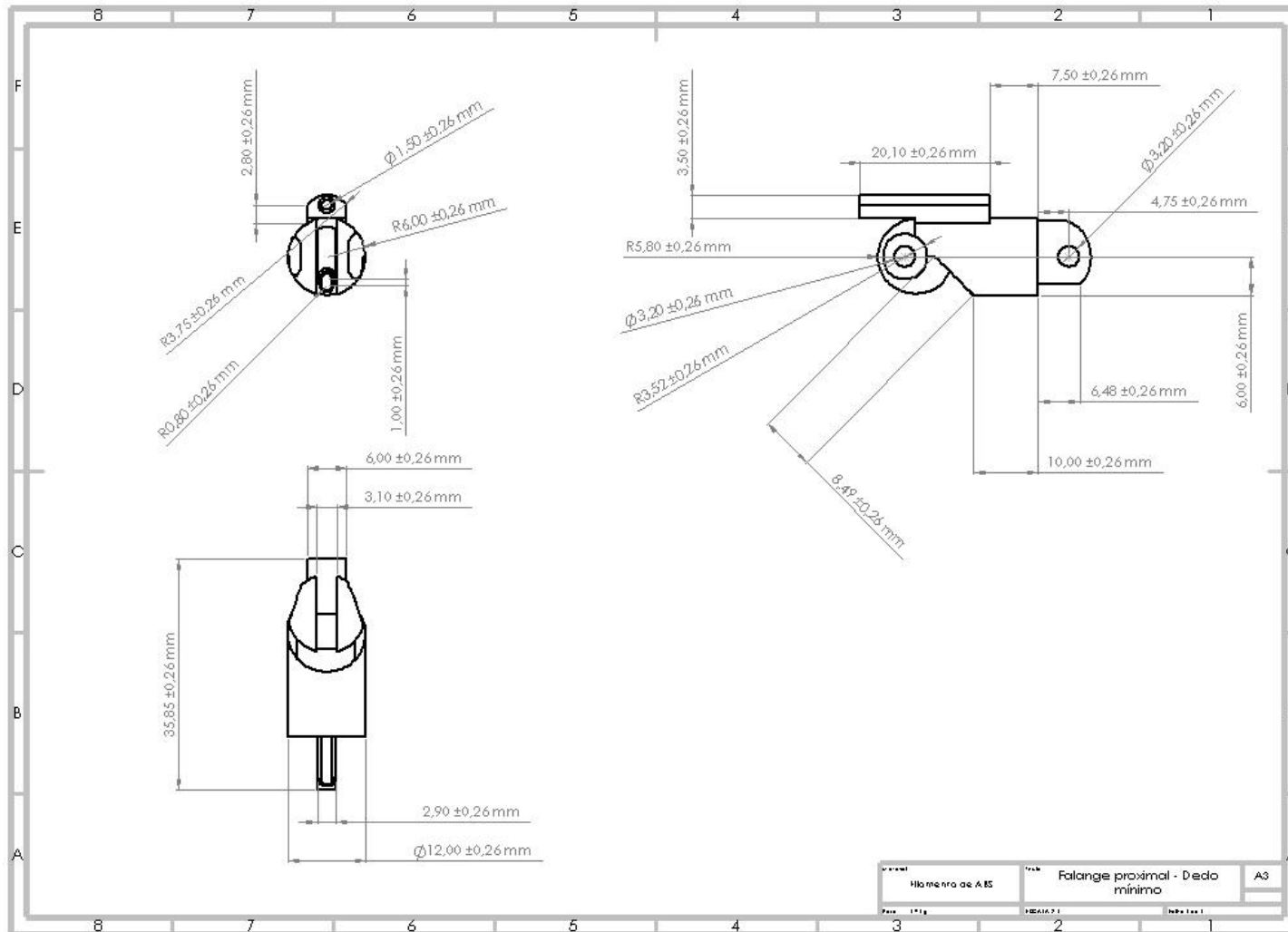


Figura A31: Desenho de execução – Falange proximal do dedo mínimo.