

PROJETO DE UM MODELO MECÂNICO DE BRAÇO BIÔNICO DE SIMPLES MONTAGEM E LOW COST.

Flávio Pinho Rezende da Costa

Dissertação apresentada à Escola Superior de Tecnologia e Gestão – Instituto Politécnico de Bragança para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Industrial no âmbito da dupla diplomação com a Universidade Salvador – UNIFACS

Sob orientação de:

Prof. Dr. João Rocha (IPB-ESTiG)

Prof. Juliana Carvalho (UNIFACS)

Bragança

2020

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original.”

(Albert Einstein)

PROJETO DE UM MODELO MECÂNICO DE BRAÇO BIÔNICO DE SIMPLES MONTAGEM E LOW COST.

Flávio Pinho Rezende da Costa

Dissertação apresentada à Escola Superior de Tecnologia e Gestão - Instituto Politécnico de Bragança para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Industrial no âmbito da dupla diplomação com a Universidade Salvador – UNIFACS

Sob orientação de:

Prof. Dr. João Rocha (IPB-ESTiG)

Prof. Juliana Carvalho (UNIFACS)

Bragança

2020

Este trabalho encontra-se escrito em português do Brasil.

Agradecimentos

A presente dissertação de mestrado não poderia ser concluída sem que nele expressasse um profundo agradecimento a todos que colaboraram para a formação e conclusão de cada etapa do presente trabalho.

Um grande agradecimento ao meu orientador, Professor João Rocha Silva pelo empenho, paciência e colaboração, sempre me motivando a vencer essa etapa da minha vida. Muito obrigado por me ter corrigido quando necessário e me dando total apoio.

Quero agradecer a minha orientadora do Brasil, Professora Juliana Andrade de Carvalho, sempre disponível a ajudar mesmo à distância, com seus conselhos e motivações. Obrigado pela paciência e ajuda na realização e finalização do presente projeto.

Agradecimento especial aos meus queridos pais, que desde sempre me educaram e sempre presaram por me tornar uma pessoa educada e eficiente, e hoje tenho orgulho por terem transmitido bons princípios e por me tornarem o que sou hoje.

Ao meu irmão Pedro Henrique, que apesar da distância, sempre esteve me apoiando e mantendo contato comigo para lembrar-me de quem eu realmente sou.

Um agradecimento especial a minha namorada Larissa Henriques, que esteve presente por um período na minha jornada, sempre me motivando e cuidado de mim, sou realmente grato a você por ter participado desta jornada.

Por fim, obrigado a todos que estiveram comigo durante esse processo acadêmico, seja com orações, mensagens positivas ou falas presenciais, vocês foram de extrema importância nesse processo.

Resumo

Neste documento descreve-se o trabalho desenvolvido para criação de uma prótese biônica de baixo custo, objetivando para pessoas deficientes que não possuem acesso à essa tecnologia, a qual irá melhorar a qualidade de vida, autoestima e, conseqüentemente, colaborar com a inclusão social. Utilizando-se as impressoras 3D disponíveis no FabLab do Instituto Politécnico de Bragança, para a confecção das peças plásticas e aperfeiçoamento do protótipo a ser produzido. O desenvolvimento deste trabalho foi composto por duas componentes: a da eletrônica e controle, e o projeto mecânico e fabrico da estrutura do braço. Este trabalho é essencialmente teórico, devido à ocorrência da pandemia Covid-19 ficou-se impedido de realizar o trabalho experimental, que permitiria validar o projeto.

Palavras-chave: Braço Biônico, Prótese, Impressão 3D, Baixo Custo.

Abstract

This document describes the work developed to create a low-cost biological prosthesis, targeting people with disabilities who do not have access to this technology, who will improve their quality of life, self-esteem and, consequently, collaborate with social inclusion. Using 3D printers available at FabLab of the Polytechnic Institute of Bragança, for the manufacture of plastic parts and improvement of the prototype to be produced. The development of this work consisted of two components, the electronics and control, and the mechanical design and fabrication of the arm structure. This work is essentially theoretical, due to the occurrence of the Covid-19 pandemic, it was prevented from carrying out the experimental work, which would allow to validate the project.

Keywords: Bionic Arm, Prosthesis, 3D printing, Low Cost.

Lista de Abreviaturas e Siglas

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

a.C. – Antes de Cristo

CAD – Computer Aided Design

DOF – Degrees of Freedom

EMG – Sensor de Eletromiografia

FA – Fabrico Aditivo

FDM – Fused Deposition Modeling

FFF – Fused Filament Fabrication

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

iEMG – Sensor EMG Intramuscular

INE – Instituto Nacional de Estatística

MHz – Mega Hertz

Motor CA – Motor de Corrente Alternada

Motor CC – Motor de Corrente Contínua

MPa – Megapascal

Mm – Milímetros

N – Newtons

OMS – Organização Mundial de Saúde

PAUM – Potências de Ação das Unidades Motoras

PC – Policarbonato

PLA – Ácido Poliláctico

PR – Prototipagem Rápida

PPSF – Polifenilsulfona

sEMG – Sensor de Superfície

SLA – Stereolithography

SLM – Selective Laser Melting

SLS – Selective Laser Sintering

STL – Standard Tessellation Language

TPE – Elastômeros Termoplásticos

UM – Unidades Motoras

V – Volts

ÍNDICE GERAL

Índice de Figuras	xii
Índice de Tabelas.....	xiv
Índice de Gráfico.....	xiv
1. INTRODUÇÃO.....	15
1.1. Motivação	19
1.2. Objetivos.....	19
1.2.1. Específico	19
1.3. Estrutura organizativa	20
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	21
2.1. Estudo sobre a mão humana	21
2.1.1. Mão.....	22
2.1.2. Funções da mão.....	24
2.1.3. Movimentos da mão	24
2.2. Amputação <i>versus</i> Deficiência congênita.....	25
2.3. Próteses	27
2.3.1. Evolução das próteses	27
2.3.2. Classificação das próteses.....	29
2.3.3. Construção de próteses	30
2.4. Sensores	32
2.4.1. Sensor de Eletromiografia (EMG).....	32
2.4.1.1. Contato com a pele	33
2.4.1.2. Limitações	33
2.4.1.3. Sinal	34
2.5. Atuadores	35
2.5.1. Motores CA.....	36
2.5.2. Motores CC	37
2.5.3. Micromotores.....	38
2.5.4. Servomotores	38
2.6. Microcontroladores	39

2.6.1. Arduíno.....	41
2.6.2. Esp32.....	41
3. MANUFATURA DA PRÓTESE.....	42
3.1. Impressão 3D.....	42
3.1.1. Estereolitografia.....	43
3.1.2. Modelagem por deposição fundida.....	44
3.1.3. Sintetização seletiva por Laser.....	44
3.1.4. Derretimento seletivo a Laser.....	45
4. PACIENTES.....	47
4.1. Adaptação.....	48
5. ESTUDO DE CASO.....	49
5.1. Parâmetros iniciais de projeto.....	49
5.1.1. Dedos.....	50
5.1.1.1. Junta Flexível.....	50
5.1.1.2. Desenho da nova Junta Flexível.....	53
5.1.1.3. Materiais da nova Junta Flexível.....	54
5.1.1.4. Dedo.....	59
5.1.1.5. Polegar.....	61
5.1.1.6. Palma.....	64
5.1.1.7. Eixo mecânico.....	69
5.1.1.8. Base para o microcontrolador.....	72
6. Custos.....	74
7. CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	76
REFERÊNCIAS.....	78
ANEXOS.....	83
Anexo A: Base da mão.....	83
Anexo B: Tampa da Base da Mão.....	83
Anexo C: Suporte da Mão Biónica.....	83
Anexo D: Sistema de Tendão Triplo.....	83
Anexo E: Base do ESP32.....	83

Anexo F: Início do Dedo	83
Anexo G: Meio do Dedo	83
Anexo H: Ponta do Dedo	83
Anexo I: Início do Polegar	83
Anexo J: Ponta do Polegar	83
Anexo K: Junta Flexível do Início do Dedo.....	83
Anexo L: Junta Flexível do Meio do Dedo	83
Anexo M: Junta Flexível da Ponta do Dedo	83
Anexo N: Junta Flexível do Início do Polegar	83
Anexo O: Junta Flexível do Fim do Polegar	83
Anexo P: Montagem da Mão Biónica	83

Índice de Figuras

Figura 1: Média anual com desvio padrão de amputações de membros superiores e inferiores por 100 mil habitantes em cada unidade da Federação no período de 2008 a 2015; (Peixoto, et al., 2017).	17
Figura 2: Mão planejada por Ambroise Paré; (Boccolini, 1990).....	17
Figura 3: Anatomia radiográfica da mão humana; (Bontrager & Lampignano, 2015).	22
Figura 4: Desvios de punho e antebraço; adaptado de (Kapandji, 2000).....	23
Figura 5: Representação do manejo da mão humana; (Kapandji, 2000).	24
Figura 6: Movimentos funcionais da mão e seus respectivos nomes; adaptado de (Aviles Sanchez, 2008).	25
Figura 7: Níveis de amputação de membros superiores; adaptado de (Orthopaedics Clinic, 2015).	27
Figura 8: Prótese utilizada durante a Idade Média, (Junior, Mello, & Imenes, 2016).....	28
Figura 9: Classificação das próteses no tipo de fonte de energia usada; adaptado de (Cunha, 2002).	29
Figura 10: (a) Prótese estética; (b) Prótese funcional; SPAO, 2017 (a); FAIRLEY, 2017 (b).	30
Figura 11: Prótese ativa acionada por força própria com a mão incompleta, (Carvalho, 2004).....	31
Figura 12: Prótese ativa mioelétrica da empresa OttoBock; (OttoBock, 2019).	31
Figura 13: Representações gráficas de saídas analógicas e digitais; (Zamaro, 2017).	32
Figura 14: Diferença entre os sinais de EMG; retirado de (MyoWare, 2015).	33
Figura 15: Classificação de motores elétricos; adaptado de (Blog do Adesivo Industrial Henkel, 2019).....	36
Figura 16: Motor de corrente alternada (Motor CA), (Blog do Adesivo Industrial Henkel, 2019).....	37
Figura 17: Motor de corrente contínua (Motor CC), (Blog do Adesivo Industrial Henkel, 2019).....	37
Figura 18: Tipos de servomotores, (Silveira, 2019).....	38
Figura 19: Modelos de impressoras 3D, (Nascimento, 2018).....	43
Figura 20: Impressora SLA 3D para uso doméstico da Formlabs, (Formlabs, 2019).	45
Figura 21: Processo de conversão de um ficheiro CAD para Objeto físico 3D, adaptado de (My3dconcepts, 2017).	46
Figura 22: Paciente com seu membro amputado manuseando a prótese que controla com o cérebro, (Banco da Saude, 2014).	48
Figura 23: Propriedades mecânicas dos materiais usados para o estudo das juntas flexíveis; A) Junta flexível da prótese Flexy; B) Junta inspirada na primeira, com menos material; C) Junta flexível com intuito de prover maior flexibilidade; (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019).....	51
Figura 24: Simulações com carregamento de 5 N nos três designs de juntas flexíveis; (1) Junta com material de Poliuretano; (2) Junta com material de Silicone; Adaptado de (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019).....	52

Figura 25: Proposta de junta flexível; A) filete de 0,50 mm para as áreas de possíveis concentrações de tensões; B) Vista da junta flexível; C) Junta flexível ligando duas secções do dedo, destacando sua trava pra fixação.	53
Figura 26: Configuração da malha para a simulação no SolidWorks, ressaltando a malha refinada na area de possível concentração de tensões.	54
Figura 27: Estudo da junta flexível de nylon.	55
Figura 28: Estudo da junta flexível de Poliuretano.....	56
Figura 29: Juntas flexíveis que liga cada secção de um dedo da prótese: 1 – Junta Flexível do início do dedo; 2 – Junta Flexível do Meio do dedo; 3 – Junta Flexível da ponta do dedo.	57
Figura 30: Ensaio de compressão de uma das juntas flexíveis.....	58
Figura 31: A) Perfurações por onde passará o tendão artificial para movimentação; B) Angulações máximas de flexão do dedo; elaborado pelo autor.	60
Figura 32: Funcionamento do mecanismo de fechamento dos dedos por tendões artificias, elaborado pelo autor.	61
Figura 33: Sistema de polegar ajustável manualmente da Bebionic V2,(Joseph T. Belter, Segil, Aaron M. Dollar, & Richard F. Weir, 2013).	62
Figura 34: Angulo entre os eixos da prótese Ada Robotic Hand V1.1, Adaptado de (Open Bionics, 2020).	63
Figura 35: Eixo 1, responsável pelo movimento “oposto”/ Não Oposto e Eixo 2, responsável pelo movimento de pinça.	63
Figura 36: A) Movimento de pinça; B) Movimento de agarrar objetos; C) Curvatura da palma para suporte ao agarrar objetos, em azul.	64
Figura 37: A) Abas de fixação com a base da mão biônica e com a base da palma; B) Curva acentuada para esconder mecanismo do polegar.	65
Figura 38: Posicionamento de componentes da prótese de Mayer, servomotores circulos em vermelho, microcontrolador e sua base, circulado em azul; adaptado de (Mayer, 2018).	66
Figura 39: Estrutura da Base da palma: A) Apoio de fixação dos servomotores; B) Canais de ligação para os tendões artificiais, em vermelho; C) Sobressaltos com distancias diferentes entre si.	67
Figura 40: Servomotor micro MG90S, (Servo M. , 2019).	68
Figura 41: Posicionamento do servomotor para o dedo indicador, em vermelho; Posicionamento do servomotor para o polegar, em azul.	69
Figura 42: Funcionamento do eixo da prótese de Leddy e Dollar, (Leddy & Dollar, 2018).	70
Figura 43: Servomotor MG995, retirado de (Servo D. S., 2019).	71
Figura 44: Funcionamento do sistema de tendão triplo com eixo mecânico.; A) Conexões dos tendões ao eixo mecânico, destacando o ligamento do tendão unido do dedo mínimo e anelar em vermelho; B) Movimento do	

sistema quando não há obstáculos nos dedos; C) Movimento do sistema quando o dedo indicador encontra um obstáculo; D) Filete esférico criado para reduzir atrito do eixo com os tendões..... 72

Figura 45: Espaço para o microcontrolador representado em A); Base do microcontrolador posicionado, representado em B); Proteção para o sistema de tendão triplo criada pela base do microcontrolador, representado em C). 73

Figura 46: Pino da base do microcontrolador representado em A); Encaixe do pino da base do microcontrolador no apoio do servomotor, representado em B). 73

Índice de Tabelas

Tabela 1: Músculos e funções; adaptado de (Camargo, 2008)..... 23

Tabela 2: Tempo de produção e quantidade de filamento de cada componente 74

Tabela 3: Custos do Protótipo 75

Índice de Gráfico

Gráfico 1: Gráfico de energia acumulada resultante dos dois ensaios de compressão das juntas flexíveis que compõem um dedo da prótese..... 59

1. INTRODUÇÃO

A ficção científica sempre foi deslumbrante, porém, a tecnologia utilizada em alguns dispositivos eletrônicos supera o que a tão pouco tempo era apenas ficção. Grande parte desses equipamentos eram inimagináveis, e hoje com os avanços da tecnologia não passam de equipamentos de utilização comum.

Com o avanço e uso de altas tecnologias, as próteses conquistaram grandes inovações, dentre elas a segurança, modernização e dispositivos computacionais, permitindo ao usuário um controle mais seguro e com maior funcionalidade na realização de movimentos, contudo, não foi somente a tecnologia das próteses que evoluíram.

A matéria-prima da confecção também garantiu seu lugar no mercado com seu grande avanço, passando de materiais antigos como borracha, madeira, couro ou náilon, para próteses em titânio, fibra de carbono ou até mesmo as mais acessíveis, consideradas low cost, impressas em impressoras 3D com variados materiais derivados de polímeros.

A tecnologia busca se aproximar da realidade na tentativa de reprodução de funções humanas, para que elas sejam utilizadas em seu favor. Com o uso dessas tecnologias, as funções humanas podem ser reproduzidas com perfeição e há determinados casos que podem ser melhores que as próprias funções do corpo humano.

A interpretação da biônica ou biónica, que por definição na etimologia significa *bios* (como em "vida") + *ic* (como "relativo a"), é uma ciência aplicada por conhecimentos de biologia na solução das problemáticas de engenharia e design, que funcionam como organismo vivos ou partes deles e também na criação de máquinas e novos aparelhos.

A prótese ou protético implante é um mecanismo artificial criado para substituição de uma parte do corpo em falta, que pode ser perdido em decorrência de um trauma, doença ou uma desordem congênita. Para a medicina, a prótese é “um dispositivo projetado para substituição de um membro do corpo humano ou qualquer de suas partes com necessidade de reposição ou readaptação” (Fernandes, Luft, & Guimarães, 1992).

De acordo com a Organização Mundial de Saúde, (Organização Mundial de Saúde, 2011) “a Sociedade Internacional de Próteses e Órteses, juntamente com a Organização Mundial da Saúde (OMS), estimam que as pessoas necessitam de todos os tipos de prótese representam 0,5% da população dos países desenvolvidos. Ainda segundo a OMS, 30 milhões de pessoas na África, Ásia e América Latina necessitam de um número estimado em 180.000 profissionais de reabilitação”.

Na Figura 1, é apresentada a média anual de amputações por 100 mil habitantes, com desvio padrão, para cada estado constituinte do Brasil e o Distrito Federal, no período de 2008 a 2015, indicando 16 estados brasileiros apresentando valor médio de amputações acima da média brasileira nesse período, sendo de 20,7 casos por 100 mil habitantes (Peixoto, et al., 2017).

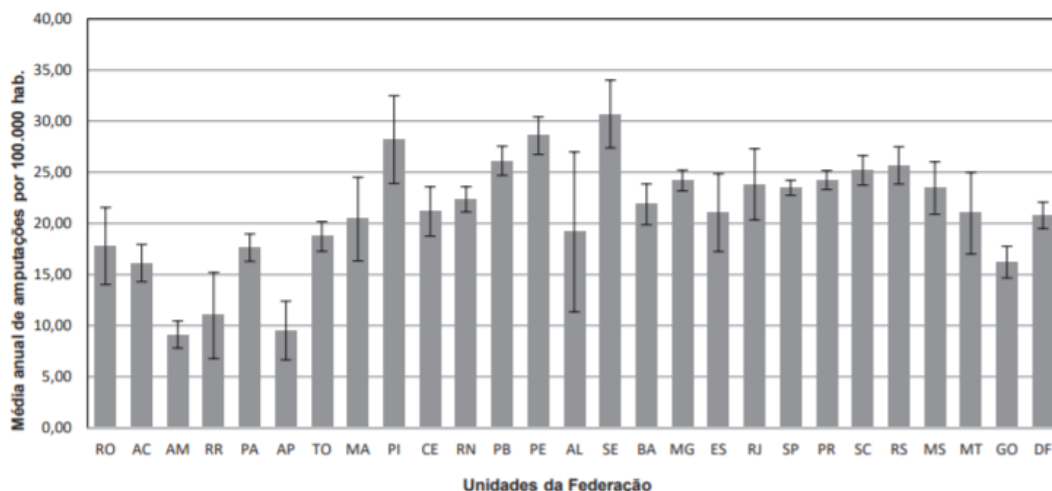


Figura 1: Média anual com desvio padrão de amputações de membros superiores e inferiores por 100 mil habitantes em cada unidade da Federação no período de 2008 a 2015; (Peixoto, et al., 2017).

Dentre as principais deficiências físicas, umas das mais limitantes para a vida de um indivíduo são aquelas ligadas aos membros superiores, já que eles são um dos mais importantes órgãos motores do ser humano. Pessoas com algum tipo de deficiência física dos membros superiores possuem sérias dificuldades de realizar tarefas simples no dia a dia como abrir maçanetas ou mover objetos (Boccolini, 1990). Com isso, a mão foi o primeiro órgão do grupo de membros superiores a tentarem substituir por uma prótese, tendo em vista que é o órgão responsável pela maior parte das atividades relacionadas ao cotidiano. Há relatos da existência de próteses funcionais datadas desde aproximadamente 500 anos a.C. Nos séculos XV e XVI obtiveram grandes marcos nessas invenções e dentre os que se destacam, estão os inventores Leonardo da Vinci e Ambroise Paré que projetaram e construíram próteses, muito engenhosas e funcionais, mesmo com tantas limitações tecnológicas na época (Boccolini, 1990).

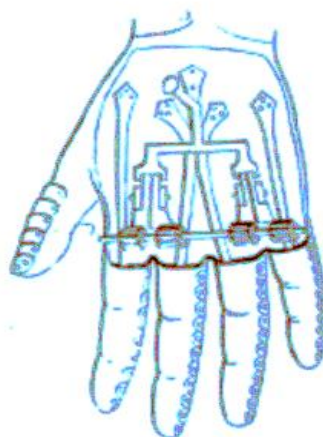


Figura 2: Mão planejada por Ambroise Paré; (Boccolini, 1990).

A perda de algum membro acidentalmente ou defeitos congênitos podem impedir severamente os indivíduos de realizar tarefas cotidianas. Avanços tecnológicos permitiram que usuários de

próteses se beneficiem da engenhosidade de vários outros inventores, gerando vidas mais ativas e independentes.

Os altos custos dos equipamentos de tecnologia de apoio existentes no mercado limitam seu acesso pelas pessoas com deficiência, principalmente em países subdesenvolvidos. Nos últimos anos, com a introdução da tecnologia de próteses funcionais, inúmeros mecanismos têm sido apresentados, incluindo variadas técnicas de controle e comandos com baixo custo de energia.

Entretanto, ao avaliar a aceitação das próteses para membros superiores percebe-se que existe uma baixa Taxa de Aceitação, principalmente quando se compara a próteses dos membros inferiores, ou seja, a proporção de pacientes que se adaptam positivamente ao dispositivo e passam a utilizá-los é baixa. Uma das grandes influencias ao índice de rejeição é dado pelo Fator Psicológico (Giraudet, 1978).

Para a realização de um bom projeto de prótese, há a necessidade de compreender os aspectos anatômicos e fisiológicos do membro que irá ser substituído, além de toda a parte que esta indiretamente ou diretamente relacionada a ele como músculos e outros órgãos de suporte. Sendo assim o projeto de uma prótese biônica para membro superior pode ter várias etapas a serem cumpridas como modelação, design, mecânica, aquisição de sinais mioelétricos que será responsável por identificar qual movimento o indivíduo deseja que a prótese faça, e transferência desses sinais para elétrico, para alimentação dos motores de movimentação da prótese (Kapandji, 2000; Cunha, 2002).

Espera-se obter no presente trabalho uma prótese de um braço biônico low cost (baixo custo), feito em impressora 3D e capaz de conter atuadores e controle em desenvolvimento no FabLab do Instituto Politécnico de Bragança, possuindo um controle simplificado, natural e que não necessite de treinamentos exaustivos visando substituir o braço perdido do paciente, auxiliando-o a realizar novamente as atividades do cotidiano que próteses de alto custo e precisão conseguem. Nos próximos dois capítulos serão apresentadas as bases deste projeto, nas quais estão incluídas a motivação e objetivos.

Este trabalho é essencialmente teórico, devido à ocorrência da pandemia Covid-19 ficou-se impedido de realizar o trabalho experimental, que permitiria validar o projeto e disponibiliza-lo gratuitamente para a humanidade.

1.1. Motivação

Com o constante avanço da tecnologia, cada vez mais surgem novidades de diversas áreas, porém muitas vezes inacessíveis a muitas pessoas, o alto custo de equipamentos de tecnologia assistiva existentes no mercado limita seu acesso pelas pessoas com deficiência, particularmente em países subdesenvolvidos. As tecnologias intermediárias e de apoio são muitas vezes inacessíveis ou estão indisponíveis.

Sabendo disso, e vendo a desigualdade que assola o mundo de hoje, faço esse trabalho visando os muitos que se acham incompletos ou indiferentes e que não tem acesso a essa tecnologia para que possam mais uma vez retornarem a tua vida cotidiana de uma forma funcional, e que seja acessível por qualquer um, sendo possível produzir em casa e montar facilmente.

Neste mundo precisamos ajudar o próximo da melhor forma que pudermos para que haja mais igualdade e mais pessoas felizes nesse mundo tão avançado.

1.2. Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de uma prótese de braço biônica, de baixo custo, acionada por um sistema de tendões mecânicos, com cinco dedos articulados por juntas flexíveis.

1.2.1. Específico

Serão listados a seguir os objetivos específicos que compõem todo do trabalho:

a) Estudo da Anatomia do braço humano:

Busca e compreensão de conhecimentos que envolvem a anatomia da mão humana, como o seu funcionamento e movimentação e partes que o compõe;

Analisar o princípio de funcionamento de próteses de mão já existentes no mercado, analisando os principais aspectos mecânicos e eletrônicos.

Breve compreensão de componentes eletrônicos que satisfaçam o funcionamento da prótese desenvolvida e escolha dos mesmos.

Analisar os tipos de amputações existentes no antebraço que caracterize a proposta do objetivo geral do trabalho.

b) Desenvolvimento do projeto:

Posteriormente à pesquisa realizada, deve-se desenvolver a estrutura do braço biônico. Para que isso seja possível, será utilizado o programa SolidWorks® para constituir o formato virtual da prótese em 3D.

Desenvolver mecanismos de funcionamento da prótese que a torne “barata” e de fácil montagem e fabricação, seguindo a lógica Low Cost, base do trabalho.

Após finalizar as demais etapas, será descrita nas considerações finais possíveis e futuras melhorias ao projeto para que se possa obter um resultado mais satisfatório e que possa atender ao seu propósito com clareza e exatidão, a partir do que foi produzido.

1.3. Estrutura organizativa

Assumindo uma formulação clássica, este trabalho está dividido em quatro fases. Numa primeira fase (Capítulo 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA) é efetuada uma análise bibliográfica descritiva do estado da arte acerca dos mecanismos que envolvem o funcionamento da mão humana, como sua movimentação e partes que a compõe, e de próteses biônicas já existentes.

Na segunda fase (Capítulo 3 – MANUFATURA DA PRÓTESE), foram realizados estudos bibliográficos de possíveis tipos de impressões 3D e materiais que possam ser usados no projeto, a fim de reduzir o custo final da prótese biônica projetada.

Na terceira fase (Capítulo 4 – PACIENTES) foi feito um estudo acerca da utilização, adaptação de próteses já existentes no mercado, para que possa ser analisado os possíveis problemas e questionamentos feitos pelos pacientes que as usam, como estética, treinamento excessivo e mecanismos limitados.

A quarta fase (Capítulo 5 – ESTUDO DE CASO) é o estudo de caso do projeto, sendo abordado os parâmetros iniciais utilizado para a confecção de um protótipo da prótese projetada e o desenvolvimento de cada etapa de confecção, como suas peças, mecanismos de acionamentos, desenvolvimento de mecanismos inovadores e material utilizado.

Ao final do projeto, foi calculado e orçamentado o custo de produção de um protótipo do projeto (Capítulo 6 – Custos), estipulado a partir da produção e preços de componentes em Portugal, e descrito possíveis e futuras melhorias ao projeto (Capítulo 7 – CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS), para atingir o objetivo final do projeto, uma prótese biônica de baixo custo e de simples montagem.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Estudo sobre a mão humana

O homem possui mãos altamente aperfeiçoadas. O desenvolvimento desse membro foi responsável por grande parte das conquistas da humanidade. As mudanças anatômicas obtidas pela grande capacidade de funcionamento da mão humana foram adquiridas gradualmente durante a evolução da espécie.

O cérebro é responsável por definir e processar todas as “mensagens” enviadas pelo nosso organismo e, facilitando essa comunicação, existem milhões de neurônios envolvidos neste processo. É chamado de córtex cerebral a estrutura que contém os corpos celulares dos neurônios, local que recebe os impulsos nervosos os quais são processados e recambiados com uma resposta ao organismo. Já no córtex sensorial é onde chegam todas as informações táteis do corpo.

Os movimentos do membro superior são presididos pelo músculo peitoral que leva o braço a abrir-se e a cruzar-se sobre o peito; já os bíceps, é responsável por fazer dobrar o antebraço sobre o

braço e o tríceps realiza o movimento contrário, estende-o. O músculo deltoide faz o braço levantar-se, o trapézio é o que ergue a espádua e realiza o movimento de virar a cabeça para trás, o grande dorsal leva o braço para trás e o faz girar para dentro. (Giraudet, 1978).

2.1.1. Mão

A mão é um órgão destinado à obtenção de informações sensoriais e à execução de tarefas, tendo em sua anatomia essas duas funções especificamente expressas como essenciais em nosso relacionamento com o meio social, enfatizando a importância e singularidade da extremidade superior do corpo humano (Lehmann, 1986; Giraudet, 1978; Cunha, 2002). Este membro tem em torno de vinte músculos e isso é suficiente para a compreensão da variedade de movimentos que ela pode executar, sendo um dos mais completos encontrados no sistema muscular humano.

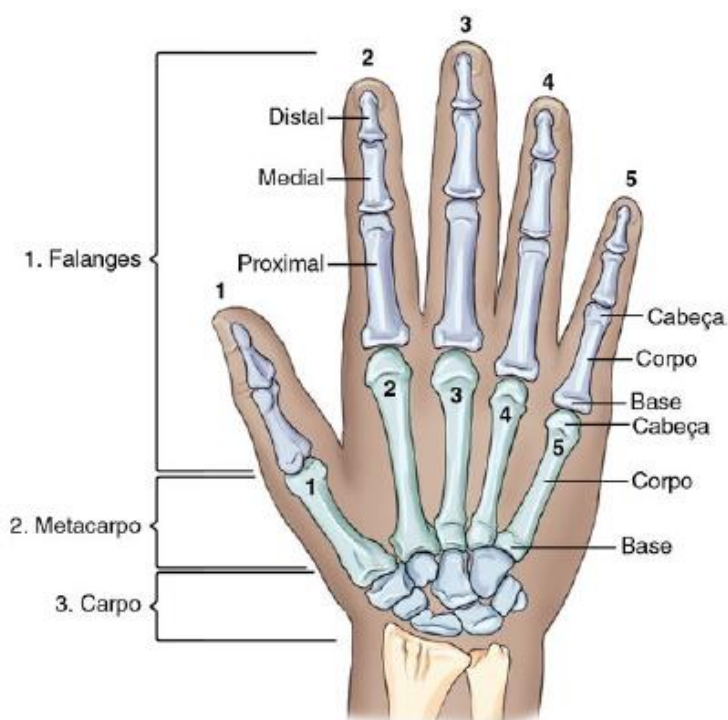


Figura 3: Anatomia radiográfica da mão humana; (Bontrager & Lampignano, 2015).

Os movimentos da mão humana são realizados por dois conjuntos de músculos, denominados intrínsecos e extrínsecos. Os músculos intrínsecos são aqueles que se encontram na própria mão, e os extrínsecos, são os flexores e extensores longos, que se encontram no antebraço.

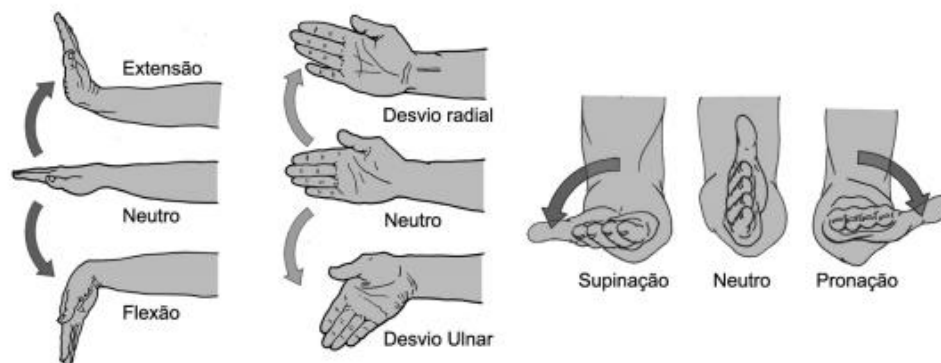


Figura 4: Desvios de punho e antebraço; adaptado de (Kapandji, 2000)

Os músculos extrínsecos são os dois flexores longos, localizados na parte interna do antebraço e que se ligam por tendões às falanges, que são muito visíveis na parte reversa da mão. O flexor profundo liga-se às falanges distais e o flexor superficial liga-se às falanges médias. Esses músculos são responsáveis pela flexão dos dedos. O polegar tem um flexor longo e um curto no grupo de músculos ténares, além dos músculos oponente, abductor e rotador (Lehmann, 1986). Os músculos interósseos são responsáveis pelo movimento de abdução e adução dos dedos, sendo que interósseos dorsais abduzem e os interósseos palmares aduzem.

Tabela 1: Músculos e funções; adaptado de (Camargo, 2008)

MÚSCULOS	FUNÇÕES
Lumbricais – Interósseos, dorsais e palmares	Flexão de articulação do metacarpo
Extensor comum dos dedos Extensor próprio do indicador Extensor próprio do 5º dedo	Extensão das articulações do metacarpo
Flexor superficial dos dedos (proximais) Flexor profundo dos dedos (distais)	Flexão e articulação interfalanganias proximais e dorsais
Interósseos dorsais – Abdutor do 5º dedo	Abdução dos dedos (Abdução do 5º dedo, apenas)
Interósseos palmares	Abdução dos dedos
Abductor longo e breve do polegar Longo palmar	Abdução do polegar
Abductor do polegar – oblíquo transverso	Abdução do polegar
Oponente do polegar Oponente do 5º dedo	Oposição do polegar e 5º dedo
Flexor breve e longo do polegar	Flexão das articulações Metacarpofalanganias e Interfalegianas do polegar
Extensor longo e breve do polegar	Extensão das articulações Metacarpofalanganias e Interfalegianas do polegar

As estruturas responsáveis pela atuação das articulações dos dedos e seus respectivos movimentos são os músculos e tendões. Os músculos responsáveis por estes movimentos, se localizam principalmente no antebraço, e boa parte de seus tendões encontra-se distribuída nas estruturas ósseas da mão (Lehmann, 1986).

2.1.2. Funções da mão

A mão está localizada na parte mais distal do braço, mediante isso, proporciona-se alcance em distantes pontos em qualquer posição, dentro de certos limites e com qualquer orientação, graças à variada mobilidade de todas as articulações do braço, principalmente do ombro, que é a articulação que possui a maior mobilidade em todo o corpo (Cunha, 2002).

Uma das funções fundamentais dos ossos é permitir a sustentação e articulação do sistema esquelético, proporcionando a mudança das contrações musculares em movimentos úteis. O osso é um compósito que apresenta boa resistência, tanto a cargas de tração quanto a cargas compressivas. Eles podem assumir diferentes morfologias e funções, a depender da sua localização no esqueleto humano.



Figura 5: Representação do manejo da mão humana; (Kapandji, 2000).

A habilidade característica da mão de mudar de forma e adaptar-se a diferentes tipos de objetos, se deve ao fato de possuir 23 graus de liberdade (DOF – degrees of freedom), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e mais dois para a palma da mão. Esse grande número de DOF está relacionado com os 27 ossos, 17 articulações e 19 músculos que fazem parte da mão e uma série de tendões ativados por músculos situados no antebraço (Lehmann, 1986; Iida, 2005; Cunha, 2002).

2.1.3. Movimentos da mão

A mão do homem é uma ferramenta impressionante, capaz de realizar inúmeras ações devido à sua função principal: a preensão. Esta função de preensão pode-se encontrar desde a pinça do

caranguejo à mão do símio, entretanto nenhum outro ser, que não seja o “homem”, atinge este grau de perfeição. Encontre-se a justificativa na posição peculiar que apresenta o polegar de poder opor-se a todos os outros dedos. Em macacos avançados, o polegar também oponente, porém a amplitude desta oposição não alcança a do polegar (Kapandji, 2000; Galvão, 2016).

A mão é considerada uma ferramenta e essa característica lhe foi dada devido a habilidade de realizar movimentos descritos a seguir:

- ◆ Prono supinação: movimentos de giro do antebraço em torno de uma linha central longitudinal e os movimentos de flexão ou extensão do cotovelo ou do carpo. Esse movimento consiste na adaptação da mão em diversas circunstâncias;
- ◆ Flexão e fechamento dos dedos: é uma função valiosa da mão, sendo praticável devido á superposição das três articulações de cada dedo e a existência dos músculos extrínsecos poliarticulares;
- ◆ Oposição do Polegar: localizado na frente da palma e dos outros dedos, o polegar pode ser usado junto com os outros dedos como uma garra para manobrar objetos.



Figura 6: Movimentos funcionais da mão e seus respectivos nomes; adaptado de (Aviles Sanchez, 2008).

A união de movimentos da mão, associados aos do carpo, antebraço e cotovelo, além da sensibilidade tátil quanto a textura, temperatura e nível de preensão, equilibrando a pressão exercida e adaptando-se ao contorno dos objetos permite a realização de demasiaadas tarefas de potência e precisão.

2.2. Amputação *versus* Deficiência congênita

A falta de um membro, ou parte dele, pode ocorrer por dois motivos: amputação, podendo ser acidental ou cirúrgica, ou uma deformação esquelética.

O termo amputação relaciona-se à cirurgia para remoção de uma parte de, ou a totalidade, de um membro ou extremidade (Giraudet, 1978; Cruz, 2017). As causas mais frequentes que geram amputação de membros superiores são diabetes, tumores, acidente de trabalho, infecções crônicas e doenças vasculares periféricas. Lidar com a sensação da ausência de um membro pode ser fatal para algumas pessoas, muitas inclusive, são diagnosticadas com caso de depressão, levando a perda de apetite, isolamento social e entre outros (Wald, 2004). Contudo, além da desconfiguração física, a sua mobilidade também é alterada podendo impactar na independência e na qualidade de vida do indivíduo (Wald, 2004).

Segundo alguns autores, a deficiência congênita se dá em 22% dos casos existentes de deficiência esquelética dos membros superiores, com a pesquisa baseada em todas as faixas etárias, tendo como as deficiências congênitas mais comuns, a ausência das mãos, de dois terços do antebraço e do punho. Este valor de deficiência congênita é igual a 75% versus 25% em casos de amputação traumática ou cirúrgica entre crianças com até 10 anos de idade. Entretanto, com o aumento da idade, esses valores se alteram de maneira inversamente proporcional, ao ponto das amputações constituírem 70% de todos os casos, quando comparadas a todas faixas etárias, com apenas 6% dessas amputações causadas por doenças (Wald, 2004; Clement, Bugler, & Oliver, 2011)).

Há uma necessidade em classificar os tipos de pacientes em dois grandes grupos devido ao fato de que cada caso requer um tipo de próteses. E isto fica claro quando são analisados os pacientes com deformações esqueléticas congênitas. Existem pacientes que podem possuir vestígios do membro com uma certa mobilidade, que podem contribuir para o controle de um dispositivo protético. Com isso, estes vestígios não devem ser removidos por motivos exclusivamente estéticos. Já nos casos de amputação, as próteses podem ter um padrão quanto ao tamanho e aos níveis de amputação indicados.

O nível de amputação tem influência direta com a escolha adequada da prótese, pois ele caracteriza o local no qual a parte do corpo foi amputada (Ottobock, 2019). Segundo a empresa Otto Bock, quanto mais próximo o ponto de amputação do membro superior mais difícil é confeccionar uma prótese devido aos limites físicos e da tecnologia. Sempre que for possível, é importante manter a maior parte do membro amputado, pois os ossos e ressaltos restantes facilitam os movimentos da prótese com o uso máximo das articulações e movimentos restantes do membro, também chamado comumente de coto. Logo, a prótese escolhida deve ser leve e ocupar o mesmo espaço que o membro amputado ocupava.

A Figura 7 representa aos níveis de amputação para membros superiores, juntamente com a nomenclatura usada para cada nível de amputação.

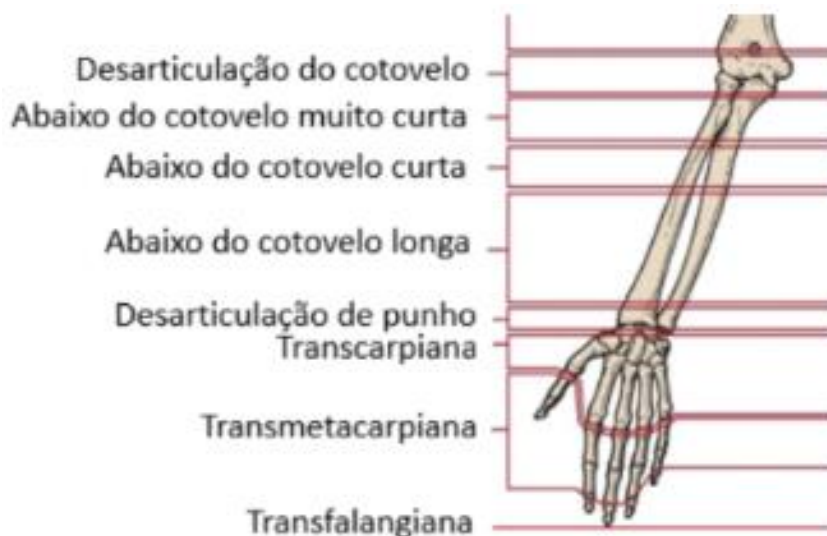


Figura 7: Níveis de amputação de membros superiores; adaptado de (Orthopaedics Clinic, 2015).

2.3. Próteses

2.3.1. Evolução das próteses

A necessidade do ser humano em conseguir suprir a ausência de um membro, seja ele superior ou inferior, tem sido responsável pelo surgimento das próteses, desde o cunho estético aos dispositivos com a finalidade de realizar atividades que antes não seriam possíveis com a falta do membro. Existem relatos de uma prótese como sendo a mais antiga, está numa múmia encontrada por pesquisadores do Cairo, Egito. Refere-se a uma prótese fixa em uma múmia egípcia onde estudos indicam para algo aproximado em três mil (3.000) anos atrás, tendo como materiais madeira e couro (Clement, Bugler, & Oliver, 2011).

Evoluções nessa área da tecnologia só foram possíveis dois mil anos após essa época, no período da Idade Média. Esses avanços vieram decorrentes do elevado número de guerras existentes naquela época, no qual havia presença de nobres, que muitas vezes no combate perdiam membros do corpo, assim promoviam investimento necessário para fabricação das próteses com qualidade superior. Essas próteses eram feitas de metal, e não tinham uma funcionalidade alta, o que implica em movimentos limitados devido ao seu peso (Costa; Cunha, 2002; Clement, Bugler, & Oliver, 2011).



Figura 8: Prótese utilizada durante a Idade Média, (Junior, Mello, & Imenes, 2016).

Entre a Idade Moderna e a Idade Média apresenta-se o uso diferenciado das próteses, onde começaram a valorizar a sua funcionalidade em relação a aparência. Contudo, surgiu-se um dos mais conhecidos dispositivos protéticos utilizados, o gancho (Clement, Bugler, & Oliver, 2011). Ocorreram avanços isolados na parte de desenvolvimento das próteses. Um avanço marcante deu-se a partir da guerra civil americana, devido ao patamar elevado que a medicina se encontrava, a partir da qual já se realizavam-se processos de amputação e recuperação de pacientes que haviam perdido um membro; além dos avanços relacionados à mecânica por meio da criação de dispositivos de bloqueio e cintos de fixação, o que causou uma revolução nos dispositivos protéticos (Camargo, 2008; Cunha, 2002).

O avanço na produção das próteses no século XX só foi executável graças a experiências adquiridas em projetos anteriores. O estudo de mecanismos possibilitou desenvolver vários tipos de próteses com direcionamento de atividades até então, não praticadas anteriormente. Logo, foram criados membros específicos para atividades de trabalho, como dispositivos de membros superiores.

Estudos de (Cunha, 2002), demonstram que o caminho escolhido para se projetar e construir uma prótese se dá no sentido inverso ao que era feito anteriormente, ou seja, o projeto do mecanismo protético parte atualmente da escolha das formas de preensão dos objetos manipulados e chega até o controle possível de ser executado pelo paciente (Cunha, 2002). Logo, em primeiro passo, tenta-se descobrir quais as funções que a mão pode assumir e quais os objetos possíveis de se manipular com tais configurações. Em seguida, projeta-se a prótese em si, porém, o planejamento requer uma determinada estratégia de controle para que, de certa forma, a manipulação seja simples para o usuário. Assim, visando a construção de próteses mais antropomórficas, o próximo capítulo tratará

sobre os mecanismos atuadores e sensores. Ao final dele será feita uma seleção dos tipos destes dispositivos que melhor se enquadram para esta aplicação.

Os primeiros estudos com a tecnologia mioelétrica foram realizados a partir de uma prótese de madeira que possuía funcionalidades como abrir e fechar a mão, em função de pulsos elétricos emitidos pelos músculos.

Atualmente o grande desenvolvimento tecnológico das próteses está vinculado aos avanços em diversas áreas como, por exemplo, de materiais de compostos de baixa densidade e elevada resistência mecânica, processos de fabrico desde melhorias em processos de usinagem até de novas tecnológicas como a impressão 3D, a qual possibilita a confecção de peças geométricas complexas, além do desenvolvimento de um sistema de controle e de formatos em miniatura de componentes como sensores e motores.

2.3.2. Classificação das próteses

De acordo com a necessidade de se obter uma prótese mais semelhante ao real membro perdido, foram surgindo diversos tipos de próteses e modelos, embora nem todos fossem funcionais. Contudo, houve a necessidade de classificação das próteses para membros superiores. A principal forma de classificação de uma prótese, como dito anteriormente, é de acordo com o nível de amputação do paciente, mas, quando se trata de engenharia, as próteses são classificadas com base nas características de construção, capacidade de funcionamento e fonte de energia. O método de classificação de acordo com o tipo de fonte de energia utilizada é mostrado na Figura 9.

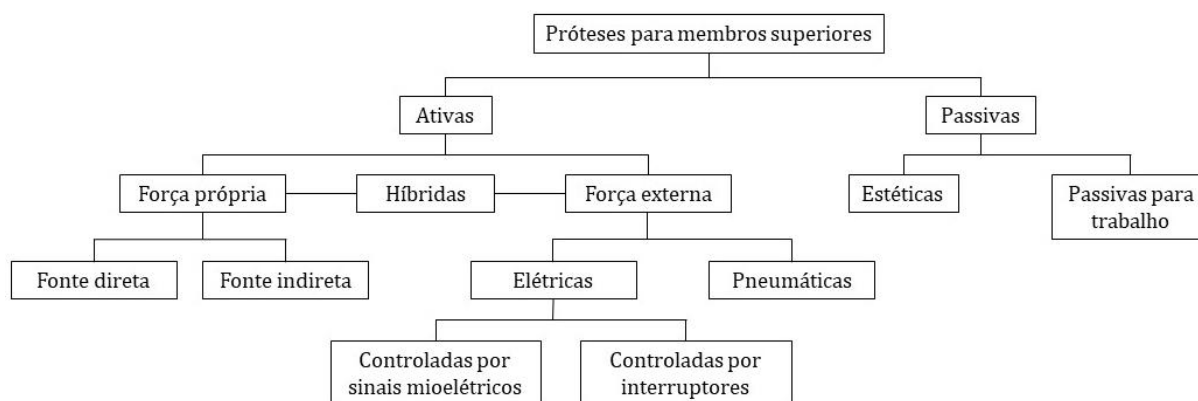


Figura 9: Classificação das próteses no tipo de fonte de energia usada; adaptado de (Cunha, 2002).

Já a adaptação do método da empresa OttoBock (Ottobock, 2019), é da seguinte forma:

- ◆ Próteses passivas: estéticas ou passivas para trabalho;
- ◆ Próteses ativas: acionadas mediante a tração de tirantes;
- ◆ Próteses mioelétricas;

◆ Próteses híbridas.

Como demonstrado na Figura 9 as próteses podem ser divididas entre ativas e passivas, sendo que, as ativas têm como principais objetivos a substituição das funções que o membro exercia e dividem-se entre movimentos do corpo e externamente alimentadas. Já as próteses passivas são divididas entre estéticas e funcionais e são confeccionadas para utilização de ferramentas simples ou puramente para fins estéticos como mostrado na Figura 10.

2.3.3. Construção de próteses

As próteses são dispositivos construídos de formas distintas e podem possuir diversos objetivos finais, permitindo ao usuário decidir se a sua utilização, que pode vir a ser apenas com intuito estético ou, como um dispositivo mecânico dotado de funções básicas e limitadas para uso do cotidiano, tais como as próteses mioelétricas que permitem movimentos variados e possibilitam a recuperação de boa parte das características originais do membro amputado.

As próteses estéticas, como dito há pouco, apenas substituem o visual do membro perdido, com benefícios utilitários mínimos, enquanto as próteses funcionais tem como propósito facilitar atividades específicas, como a prática de um esportes ou atividades relacionadas a uma função específica no trabalho (Cunha, 2002).



Figura 10: (a) Prótese estética; (b) Prótese funcional; SPAO, 2017 (a); FAIRLEY, 2017 (b).

Já as próteses ativas, são movidas pelo corpo e são controladas por cabos presos que se tencionam em relação ao movimento de algum outro membro. Esse tipo de prótese é aplicável em quase todos níveis de amputação, sendo que a adaptação é mais difícil para pacientes com cotos proximais. A grande desvantagem desse tipo de prótese é requerer muito esforço do paciente (Costa; Cruz, 2017).



Figura 11: Prótese ativa acionada por força própria com a mão incompleta, (Carvalho, 2004).

Há também as próteses que são externamente alimentadas, as quais fazem uso de alguma fonte de energia eterna com o intuito de a dotar da energia necessária para gerar movimento. Podem ser divididas em duas categorias: elétricas, que são controladas por botões externos e mioelétricas, controladas por sinais de eletromiografia (EMG) (Camargo, 2008; Cunha, 2002).



Figura 12: Prótese ativa mioelétrica da empresa OttoBock; (Ottobock, 2019).

As próteses mioelétricas são as que proporcionam maior conforto ao usuário, pois trabalham de forma mais natural, uma vez que não necessitam de esforços contínuos ou acionamento de interruptores (Cruz, 2017; Clement, Bugler, & Oliver, 2011; Cunha, 2002). Por se tratar de um sistema cuja natureza é robótica, existem várias formas de desenvolver o mecanismo através do qual se consegue o objetivo que, é resultar em movimentos similares aos do membro humano, ficando a cargo do projetista determinar o sistema a ser utilizado. Nota-se que os métodos mais empregados são os que utilizam transmissões por polias e cabos, devido a semelhança da anatomia representada pelos tendões e juntas.

2.4. Sensores

A finalidade da automação de sistemas industriais, residenciais e comerciais é determinar as condições dos mesmos. E, é neste ponto que se faz necessária a presença de alguns dispositivos de controle, como os sensores, por meio dos quais a finalidade é obter valores das variáveis físicas como pressão, luminosidade, temperatura e entre outros, do ambiente a ser controlado.

Os fundamentais elementos que interferem e verificam o ambiente estudado são os denominados sensores e atuadores.

Os sensores podem ser classificados quanto a sua forma de operar em sistemas analógicos e digitais. Os sensores digitais podem assumir apenas dois valores para a saída ao longo do tempo, adotando a aparência binária. Já os sensores analógicos estabelecem respostas elétricas que variam ao longo do tempo dentro de uma faixa de valores de atuação contidos na *range* (faixa de operação) destes componentes.

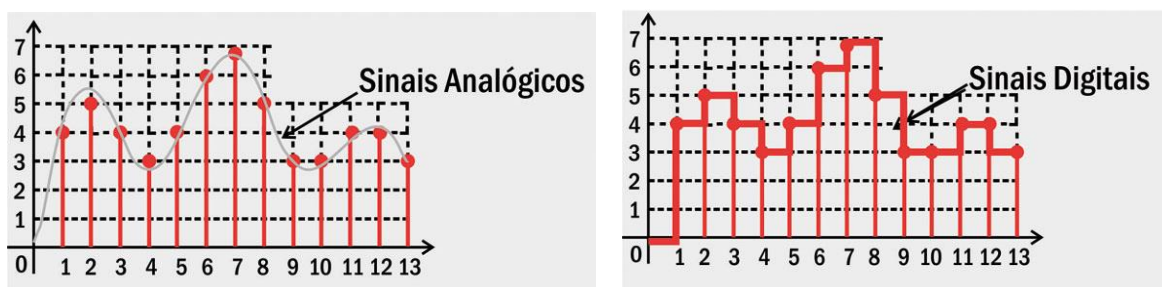


Figura 13: Representações gráficas de saídas analógicas e digitais; (Zamaro, 2017).

As saídas dos sensores são saídas flexíveis à conversão. Há conversores de saída analógico-digital, que transformam a saída de sinal analógico para uma saída digital, além dos conversores de saída digital-analógica que fazem o processo de transformação inverso.

2.4.1. Sensor de Eletromiografia (EMG)

O sistema muscular é capaz de efetuar uma grande variedade de movimentos, onde o cérebro fica responsável por toda coordenação e controle das contrações musculares. Nesse processo da contração muscular envolve o potencial de ação conduzido pelos neurônios motores, transmissão sináptica e os potenciais musculares.

O músculo é formado de feixes de células especializadas com capacidade de relaxamento e contração. As funções dessas células especializadas são de movimentos, geração de força e capacidade de comunicação (MB, MS, & F, 2006.).

O sinal de eletromiografia (EMG) é um sinal biomédico que mede as correntes elétricas que chegam ao músculo que provocam a sua contração. Como dito anteriormente, o sistema nervoso

controla toda a atividade muscular de relaxamento e contração, logo, o sinal EMG é um sinal difícil de trabalhar pois é controlado pelo sistema nervoso e depende de propriedades anatômicas e fisiológicas do indivíduo (MB, MS, & F, 2006.).

Um sinal EMG é a atividade dos potenciais de ação (PA) das unidades motoras (UM) de um músculo e seus métodos de registro são baseados em dois tipos: o sensor EMG intramuscular (iEMG) ou de superfície (sEMG). O iEMG é considerado um método invasivo de captura de sinal, pois precisa de uma cirurgia para sua aplicação; e o sEMG é um método não invasivo de sinal, posicionado sobre a superfície da pele humana.

O sinal que é capturado por sEMG adquire ruídos por passar através de diversos tecidos da pele humana. Outra problemática ocasionada é a coleta de sinais diferentes da unidade motora ao mesmo tempo, que pode gerar interações com diferentes sinais, causando ruído na leitura do sinal EMG. (MB, MS, & F, 2006.)

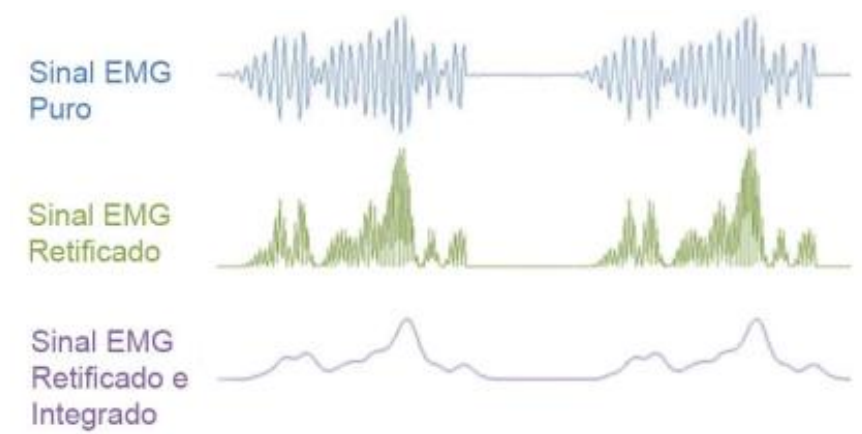


Figura 14: Diferença entre os sinais de EMG; retirado de (MyoWare, 2015).

2.4.1.1. Contato com a pele

A conexão entre o eletrodo e pele produz um diferencial de potencial de tensão no sinal de corrente contínua gerado principalmente por um crescimento significativo de impedância, a partir de camadas mais externas da pele. Outras causas que geram aumento da impedância podem ser atribuídas a secreções oleosas na superfície da pele e por conta da pele morta. Esse potencial de corrente contínua é comum para todos eletrodos e pode ser diminuído com a preparação correta da pele (Day, 2002).

2.4.1.2. Limitações

O sensor mais utilizado para controle de próteses alimentadas externamente é o sEMG, porém, a qualidade desse sinal depende da sua amplitude e do fenômeno *crosstalk* causado por outros músculos. *Crosstalk* pode ser definido como uma detecção indesejada de sinais conduzidos por

músculos diferentes do músculo de interesse. Contudo, fica claro que sua interferência pode causar diversos problemas durante a operação de uma prótese com sensores EMG. A amplitude do sinal deve ser grande suficiente para que seja possível captar o sinal e conseguir separá-lo de ruídos (Mayer, 2018).

2.4.1.3. Sinal

Os sinais EMG adquirem ruídos enquanto transitam através dos diversos tecidos do corpo humano, logo é imprescindível entender os fatores e características desses ruídos elétricos. De acordo com (MB, MS, & F, 2006.), é categorizado da seguinte forma:

- a) Ruído inerente por equipamentos eletrônicos: todos os equipamentos eletrônicos geram ruído, por consequência não pode ser extinto, apenas minimizado;
- b) Ruído ambiente: a causa desse tipo de ruído é a radiação eletromagnética. As superfícies do corpo humano são constantemente inundadas por radiação eletromagnética e é praticamente inevitável a exposição estando na superfície da terra;
- c) Movimento: a informação pode ser distorcida gerando irregularidades nos dados coletados pelos sensores. Há duas grandes fontes que causam este tipo de ruído: a interface eletrodo-pele e os fios conectores. Esse tipo de ruído pode ser minimizado através do preparo adequado da pele antes de fixar o sensor e da disposição dos fios;
- d) Instabilidade do sinal: a amplitude de EMG é de natureza aleatória. O sinal EMG é diretamente afetado pela taxa de disparo das unidades motoras (UM).

Já os fatores também categorizados por (MB, MS, & F, 2006.) são:

- a) Fatores Causativos Extrínsecos: em relação a colagem do eletrodo na pele. Estes fatores estão relacionados em: área da superfície de detecção, forma do eletrodo, localização do eletrodo em relação ao PAUM desejado, localização do eletrodo no músculo desejado, orientação do sensor em relação às fibras musculares;
- b) Fatores Causativos Intrínsecos: fatores fisiológicos, anatômicos e bioquímico, composição do tipo de fibra, fluxo sanguíneo, diâmetro da fibra, profundidade e localização das fibras ativas e quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eletrodo;
- c) Fatores Intermediários: fenômenos físicos e psicológicos influenciados por um ou mais fatores gerados. Como, por exemplo, a velocidade de condução do potencial de ação que se propaga ao longo da membrana da fibra muscular ou crosstalk de um músculo próximo ao desejado;

- d) Fatores Determinísticos: estes são influenciados pelos fatores intermediários. Referente ao número de UM ativas, interação entre as fibras musculares, amplitude e duração.

2.5. Atuadores

De acordo com (Junior, Mello, & Imenes, 2016; Thomazini & Albuquerque, 2006) “atuadores são dispositivos que modificam uma variável controlada. Recebem o sinal proveniente do controlador e agem sobre o sistema controlado. Geralmente trabalham com potência elevada”.

Existem vários tipos de atuadores, inclusive muitos deles encontrados comercialmente, outros em fase de teste ou sendo desenvolvidos. A seleção de atuadores passíveis de serem implementados é uma das partes mais importantes em uma mão artificial. O dispositivo selecionado necessita apresentar dimensões e pesos reduzidos, obter uma faixa adequada de torque e uma pequena rotação de saída. Logo é necessária uma análise de alguns atuadores térmicos e de movimento, com o intuito de avaliar sua aplicação no sistema de realimentação tátil de temperatura e força, e no dispositivo motor.

Os principais atuadores são:

- ◆ Cilindros (pneumáticos e hidráulicos);
- ◆ Motores (step-motor, syncro, servomotor);
- ◆ Relés (estáticos e eletromecânicos);
- ◆ Solenoides;
- ◆ Válvulas (pneumáticas e hidráulicas).

Os motores elétricos são mecanismos que quando alimentados com corrente elétrica engendam movimentos mecânicos (Junior, Mello, & Imenes, 2016). A rotação gerada pelo motor elétrico é estimulada pela interação de forças magnéticas baseadas no princípio de atração e repulsão de campos elétricos. Polos de sinais magnéticos distintos são atraídos entre si, enquanto os de mesmo sinal são repelidos. A diferença de polaridade gera a rotação dos motores elétricos.

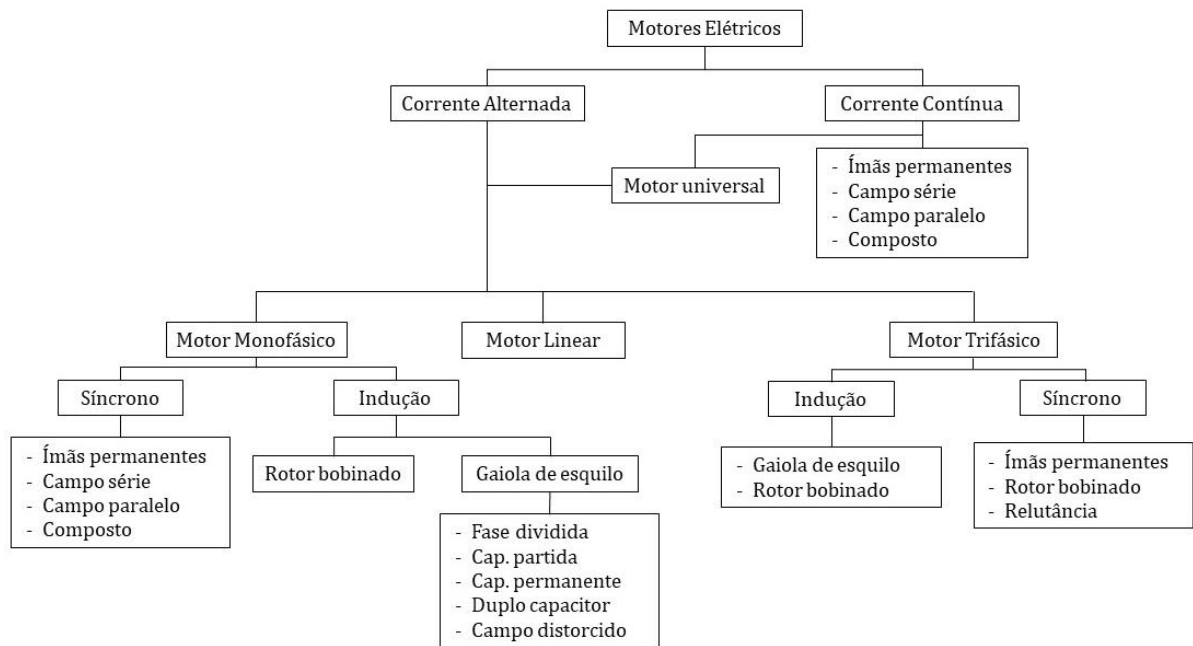


Figura 15: Classificação de motores elétricos; adaptado de (Blog do Adesivo Industrial Henkel, 2019).

2.5.1. Motores CA

Motores que possuem funcionamento por uma fonte de energia que provê corrente alternada são classificados como motores de corrente alternada ou motores CA, no qual são subdivididos em motores monofásicos e polifásicos (Junior, Mello, & Imenes, 2016; Cunha, 2002).

Os polifásicos apresentam um funcionamento semelhante aos dos motores monofásicos, porém, eles possuem mais de uma fase de energia para operação, gerando alterações de forma construtiva, dando acesso a sua utilização em aplicações que precisam de torque constante, além de não possuir necessidade de um sistema específico para partida (Junior, Mello, & Imenes, 2016; Cunha, 2002). Já monofásicos são bastante utilizados em aplicações domésticas, pois a maioria dos estabelecimentos comerciais e residenciais possuem alimentação monofásica. Contudo, seu uso é limitado por possuir algumas peculiaridades como, grandes dimensões quando comparado ao motor polifásico de igual faixa de torque, geração irregular de torque e para realizar partida neste tipo de motor é preciso que ele contenha movimento. Isto ocorre devido ao estator conter um campo magnético estacionário e pulsante quando o motor em repouso sofre energização. Mas há uma forma bastante utilizada para dar início a uma partida de um motor monofásico, com a utilização de um sistema externo com partida automática (Junior, Mello, & Imenes, 2016).

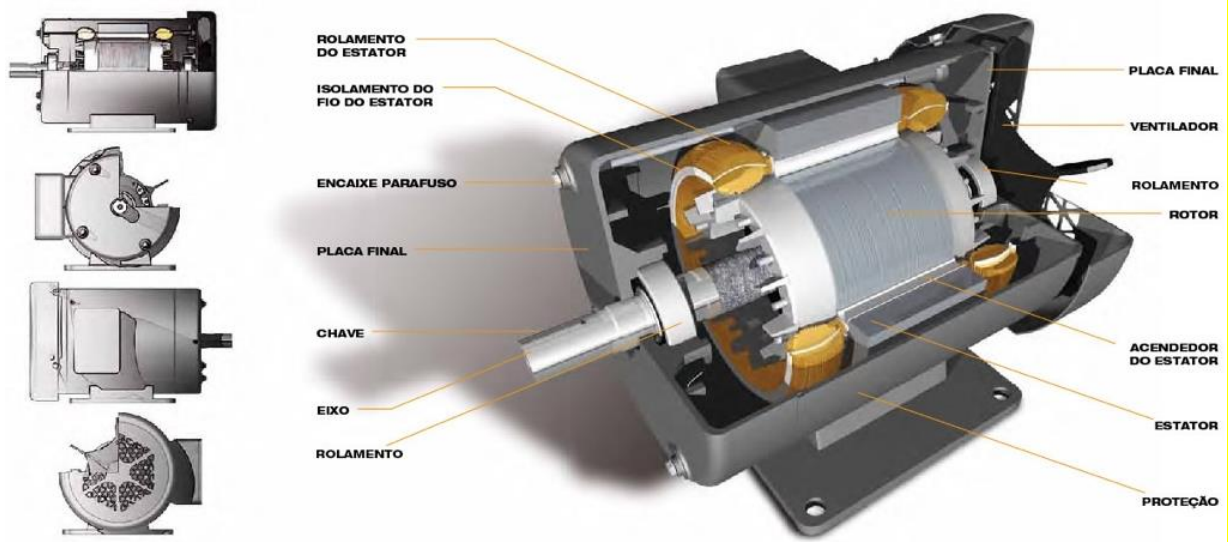


Figura 16: Motor de corrente alternada (Motor CA), (Blog do Adesivo Industrial Henkel, 2019).

2.5.2. Motores CC

Os motores que possuem funcionamento por uma fonte de energia que fornece corrente contínua são classificados como motores de corrente contínua ou motores CC. O início de funcionamento ocorre pela força eletromotriz gerada pela aplicação de tensão nos enrolamentos do motor, responsáveis pela indução nos polos eletromagnéticos. Suas principais aplicações são em atividades que precisam de controle de velocidade atrelado a aplicação de torque constante (Junior, Mello, & Imenes, 2016) (Camargo, 2008).

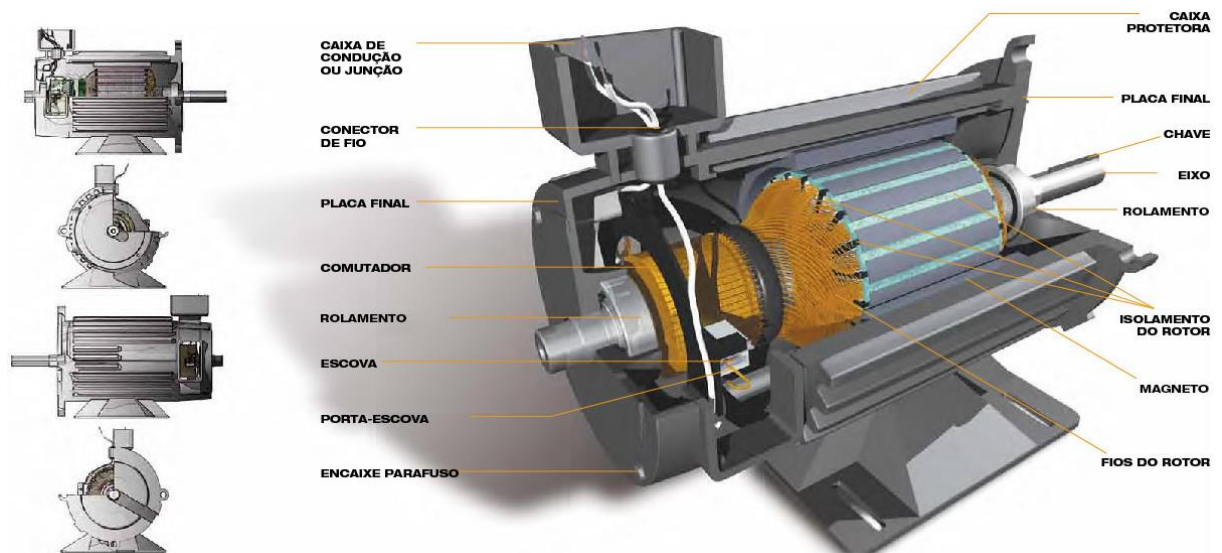


Figura 17: Motor de corrente contínua (Motor CC), (Blog do Adesivo Industrial Henkel, 2019).

Uma das definições de motores de corrente contínua é determinada pela forma na qual o motor é construído, sendo a alteração da forma como é adicionado o enrolamento em sua construção, resultando em características diferentes de funcionamento. O motor CC em tipo composto é

constituído por enrolamentos em paralelo e em série, onde tem a vantagem é o torque elevado desde a partida (Junior, Mello, & Imenes, 2016).

2.5.3. Micromotores

Os micromotores de corrente contínua são os motores mais empregados em próteses, especialmente as que são comercializadas. Esses motores além de possuírem características de alta rotação e torque reduzido, facilitam a acomodação deles nos dispositivos, sendo possível acoplar vários conjuntos motor/redutores para se ter um grande número de juntas ativas nas próteses. Contudo, deve-se dar importância a massa, o volume e o número de DOF da mão protética para não imprimir a prótese com uma elevada massa e elevado volume conjuntamente com a presença de dispositivos eletrônicos de chaveamento para cada um dos motores (Cunha, 2002). Todos esses fatores mencionados anteriormente contribuem para o mau funcionamento e a utilização da prótese.

2.5.4. Servomotores

Servomotores são máquinas elétricas que convertem energia elétrica em energia mecânica e tem como característica principal a precisão de posicionamento de seu eixo (Santos, 2009). São equipamentos que acomodam um pequeno motor e por obter uma estrutura de engrenagens consegue atingir uma potência relativa face à sua dimensão. Os modelos dos servos motores variam de acordo a necessidade da carga a ser tracionada.

Os servos motores geralmente são utilizados para controle de movimentos angulares entre 0 a 180 graus, entretanto, sua estrutura não permite que o mesmo gire como um motor.

A Figura 18 traz um esquema dos tipos de servos motores:

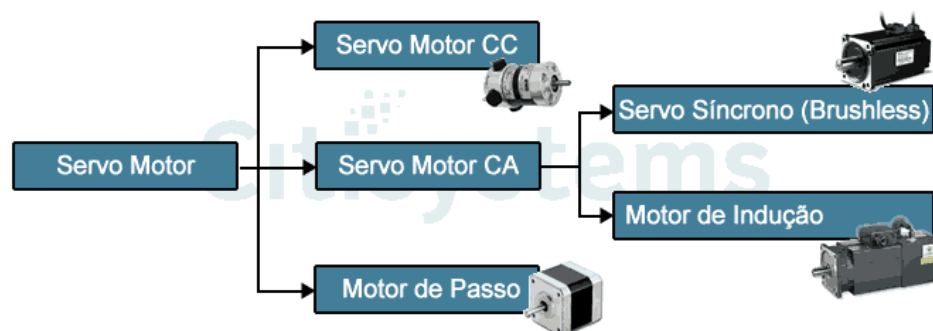


Figura 18: Tipos de servomotores, (Silveira, 2019).

Podem ser classificados em:

- ◆ Standard: são os servos mais comuns. Grandes e robustos, pesam em torno de 35 gramas e possuem torque elevados em relação aos Mini e Micro, variando de 4,40kg/cm a 20,23kg/cm;
- ◆ Mini: são menores que os standards pesando entre 20 a 28 gramas, porém não são muito utilizados, pois sua substituição pode ser facilmente feita por servos motores micro que é ainda menor;
- ◆ Micro: são pequenos e leves com um bom torque, pesam entre 6 a 20 gramas. São os mais utilizados no meio da robótica, porém possuem torques menores, variando de 1,6kg/cm a 2,2kg/cm.;
- ◆ Pico: está entre os menores servos motores que existem. São geralmente selecionados, quando a leveza do servomotor é essencial no projeto;
- ◆ Jumbo: são os servos mais pesados. Seu peso está em torno de 200 gramas;
- ◆ Large: pesam cerca de 120 gramas;
- ◆ Monster: é mais leve que o Jumbo e o Large, pesa cerca de 77 gramas.

Com base em estudos já realizados e pesquisas publicadas, é possível notar que existe uma preferência por atuadores do servomotor, por estes possuírem características favoráveis como o tamanho reduzido, que facilita o encaixe na prótese, boa precisão de posição angular e ser facilmente controlável, além do leve peso e do preço reduzido.

2.6. Microcontroladores

Microcontroladores podem ser definidos como computadores em um único chip (*single-chip computer*), dentro de um microcontrolador há uma unidade de processamento de dados, e os componentes necessários para que ele possa executar tarefas de forma autônoma como memórias de leitura, escrita de dados e armazenamento da *firmware*, conversores de sinais analógicos e digitais, portas programáveis de entrada e saída para diversas funcionalidades como controlar outros dispositivos periféricos, denominados *Shields*, fornecendo uma interação com o utilizador entre outras (Erickson, 1996).

Segundo Renido Trindade, os microcontroladores são internamente compostos por:

- ◆ CPU com finalidade de interpretar as instruções de programa;
- ◆ Memória PROM onde são gravadas as instruções do programa;
- ◆ Memória RAM utilizada para memorizar as variáveis utilizadas pelo programa;
- ◆ Um conjunto de portas de entrada e saída, I/OP para controlar dispositivos externos ou receber impulsos de sensores;

- ◆ Dispositivos auxiliares ao funcionamento como: gerador de clock, contadores, USART9 para comunicação, etc.

Existem diversos tipos de microcontroladores, os que são facilmente encontrados pelo seu custo reduzido, e a diferença entre os modelos se dá pela capacidade de processamento, armazenamento, diversidade de periféricos e quantidades de portas disponíveis para as diversas aplicações possíveis. Quanto mais a complexa for a atividade exercida pelo microcontrolador, mais complexa será sua programação.

Para controlar as diversas funções dos microcontroladores é usado um tipo de linguagem que foi se desenvolvendo ao longo do tempo, começando pela código da máquina, que tinha uma estrutura de linguagem de programação muito complexa, que tornava qualquer projeto caro e demorado, porém foram se desenvolvendo melhorias juntamente com o avanço da computação e, surgiu o que chamamos de Linguagem C.

A linguagem C foi criada por Brian Kernighan e Denis M. Ritchie, sendo uma linguagem estruturada, que permite separar informações necessárias para realizar uma tarefa específica em diferentes seções, sendo uma linguagem extremamente flexível, e que se adapta ao desenvolvimento de qualquer projeto, seja operacional, interface gráfica ou outro qualquer.

Normalmente o desenvolvimento de uma aplicação utilizando a linguagem C, é realizada em 4 etapas, sendo elas a elaboração do código fonte, compilação do programa, "linkagem" dos objetos e execução do programa:

- ◆ Elaboração do código fonte: o código fonte é a escrita do programador, instruindo as atividades que o microcontrolador irá exercer pelo sistema final;
- ◆ Compilação do programa: é um tipo de compilador que corrige o código que foi escrito pelo programador, normalmente executado no mesmo programa em que o código fonte foi criado, facilitando assim o desenvolvimento do projeto final. Ao passar pelo compilador e nenhum erro de código for detectado, o compilador gera um "arquivo objetivo" que será utilizado na próxima etapa;
- ◆ "Linkagem" dos objetos: nesta etapa é criado um arquivo executável a partir do arquivo objeto. Permite juntar diferentes arquivos objetos em um único executável;
- ◆ Execução do programa: é onde o arquivo criado anteriormente é executado pelo programa mandando informações para os periféricos utilizados, a fim de ver se o código fonte criado pelo programador está funcionando corretamente.

2.6.1. Arduíno

Um dos microcontroladores mais utilizados, tanto em indústrias quanto em prototipagem caseira, é a plataforma de desenvolvimento Arduíno. Arduíno basicamente é um computador por meio do qual é possível processar entradas e saídas (*Input/Output*) entre os dispositivos e os componentes externos tais como leds, interruptores, motores, sensores ou qualquer outro componente que permita ser controlado ou emita dados.

Tratase de uma plataforma de código aberto composta por um micro controlador e um software de chamado de *Integrated Development Environment* (IDE). O software IDE é executado em um computador via cabo USB, tendo a função de comunicação usuário/microcontrolador, utilizando códigos em linguagem C o qual, será traduzido, após a compilação, em um código compreensível pela placa (Abrar, 2019).

Atualmente existem diversos tipos de modelos de Arduíno todos baseados na mesma plataforma, porém com algumas alterações de *hardware*, para atender a diversos tipos de empregabilidade, e a versão Arduíno Nano destaca-se pelas dimensões reduzidas de 18,55mm x 43,18mm, possui arquitetura de 8 bits, relógio de 16 MHz, 14 entradas digitais e 8 entradas analógicas. Sua tensão de operação é de 5V e a tensão de alimentação é compreendida na faixa de 7 a 12V. Essas características o tornam versátil para projetos pequenos, e que necessitem serem leves.

2.6.2. Esp32

Além dos diversos modelos de Arduíno, existem outros modelos de microcontroladores que possuem características únicas, como o Esp32-DevKitC-V4 da *Espressif Systems* (Espressif Systems, 2016), que possui conectividade *Bluetooth* e *WiFi* integradas a placa, realizando constante troca de dados com a rede do usuário, o tornando diferente dos chips usuais no mercado. Apresenta compatibilidade com a IDE do Arduíno, facilitando o desenvolvimento. Embora seja um pouco maior que Arduino Nano o possua 27,8mm x 54,4mm, o ESP32 reúne vantagens em outras características: arquitetura de 32 bits, relógio de 160 MHz, 36 portas digitais e 18 analógicas.

3. MANUFATURA DA PRÓTESE

3.1. Impressão 3D

O processo de impressão 3D é relativamente novo, surgindo a partir do século XX, e possui estreito relacionamento com um norte-americano chamado Charles W. Hull , considerado o pai da impressão 3D. Em 1984, ele desenvolveu uma máquina de fabricar partes plásticas em um tempo muito menor do que as fabricações convencionais conseguem atingir. O processo que Hull desenvolveu é denominado de estereolitografia, que consiste em depositar o material, camada por camada sobre uma superfície, dando forma a peça desejada pelo usuário (Alves, 2017).

Com a criação e a comercialização de peças e projetos em 3D, ocorreram muitos avanços na medicina, na indústria de automóveis e na prototipagem caseira.

Nos dias atuais há diversos processos de impressão 3D, porém todos eles se iniciam com uma modelagem CAD (*Computer Aided Design*). Este tipo de arquivo é responsável por converter o projeto do usuário em dados tridimensionais, uma linguagem que permite a comunicação com as

diferentes impressoras existentes no mundo. A maioria dos processos consiste na deposição de camadas de materiais em uma superfície, conhecido como processo de fabricação aditiva (FA) ou prototipagem rápida (PR) (Alves, 2017).



Figura 19: Modelos de impressoras 3D, (Nascimento, 2018).

Existem diversos tipos de processos denominados impressão 3D, mas para que haja uma melhor distinção dos diferentes tipos, foi criada um padrão ISO / ASTM 52900 (ASTM International, 2017), que visa padronizar toda a terminologia e classificar cada um dos diferentes tipos de impressoras 3D. Segundo (Nascimento, 2018), dentre os diversos processos de impressão 3D, destacam-se:

- ◆ Estereolitografia (SLA – *Stereolithography*);
- ◆ Modelagem por deposição fundida (FDM – *Fused Deposition Modeling*);
- ◆ Sintetização seletiva por Laser (SLS – *Selective Laser Sintering*);
- ◆ Derretimento seletivo por Laser (SLM – *Selective Laser Melting*).

3.1.1. Estereolitografia

Criado por Chuck Hull, mencionado anteriormente, é o processo de impressão 3D mais antigo encontrado, e sendo um dos mais aplicados na fabricação de peças em impressão 3D, consistindo na conversão de plástico líquido (derretido) em objetos sólidos 3D.

A maioria das técnicas que utilizam a Estereolitografia para a impressão de peças necessitam de modelagem computacional das mesmas, gerando um arquivo CAD que contém todas as informações dimensionais da peça. E para que a impressora possa entender esse tipo de arquivo, ele é transformado para uma linguagem amplamente utilizada chamada de STL (Standard Tessellation Language), utilizado tanto na Estereolitografia, quanto em outros processos de impressão 3D.

O processo de Estereolitografia como dito anteriormente, consiste no depósito de camada após camada de plástico líquido sobre uma superfície plana na impressora 3D, sendo cada camada produzida a uma taxa de 10 camadas por milímetro de altura. É necessário que a camada, ao ser finalizada, seque para se depositar a próxima camada, utilizando a aplicação de laser para acelerar

a secagem. O tempo de processo varia conforme as dimensões do projeto, para objetos com dimensões pequenas o tempo normalmente varia entre 6 a 8 horas. Comparado a outros processos, a Estereolitografia tem um custo baixo (Nascimento, 2018).

3.1.2. Modelagem por deposição fundida

Essa tecnologia foi desenvolvida e implementada pela primeira vez por Scott Crump, nos anos 80. Houve outras empresas que adotaram tecnologias semelhantes como essa, porém, com outras nomenclaturas. Atualmente, uma empresa conhecida e famosa, a MakerBot cunhou uma tecnologia muito semelhante, conhecida como FFF (*Fused Filament Fabrication*).

Interessante ressaltar que todas as peças impressas por modelagem por deposição fundida podem ter termoplásticas de grande desempenho e classe de engenharia, o que se torna muito benéfico para engenheiros mecânicos e para os fabricantes. Pode-se dizer que FDM, produz impressões de excelentes qualidades mecânicas, térmicas e químicas.

As máquinas de impressão 3D que utilizam FDM como tecnologia, conseguem construir objetivos camada por camada, de baixo para cima, extrudando e aquecendo filamentos termoplásticos. Esse método de impressão proporcionou a construção de objetos com cavidades e geometrias complexas.

Existem vários tipos de termoplásticos que podem ser utilizados para imprimir as peças. Os mais comuns são os filamentos de políácido láctico (PLA), polietileno tereftalato (PET), policarbonato (PC) e de acrilonitrila butadieno estireno (ABS). Também são utilizados materiais de suporte como polifenilsulfona (PPSF) ou cera solúvel em água.

As peças impressas por FDM tem uma boa resistência mecânica e ao calor, o que facilita o uso das peças impressas para testes de protótipos (Nascimento, 2018).

3.1.3. Sintetização seletiva por Laser

A SLS é uma técnica que tem como fonte de energia o laser para formar os objetos 3D sólidos. Também foi uma técnica desenvolvida nos anos 80, por Carl Deckard, um estudante da Universidade do Texas juntamente com seu professor Joe Beaman. A importante diferença entre a impressão SLS e a SLA (Estereolitografia) é que SLS usa o material em pó no tanque em vez de resina líquida como a estereolitografia.

Diferentemente de outros processos de fabricação aditivos, o SLS não precisa de estrutura de suporte, pois o objeto que estiver sendo impresso, é constantemente cercado por pó, e não sintetizado.

Como os outros métodos listados acima, o processo começa na criação do arquivo CAD e seus derivados, mas que precisam ser convertidos para o formato *.stl* por um *software* especial para sua impressão. Os materiais podem ser diversos, desde vidro, *nylon* a metais como prata, aço ou alumínio. Devido a sua variedade de tipos de materiais a serem impressos, essa tecnologia é muito popular para produtos fabricados em impressão 3D. As impressoras 3D domésticas geralmente usam processos de fabricação aditiva (AM) e não estereolitografia para produzir objetos 3D. Mas qualquer pessoa interessada nessa tecnologia pode comprar uma máquina SLA para uso doméstico e tentar esse processo por conta própria. Um dos exemplos de impressora SLA 3d para uso doméstico foi criado pela Formlabs (3D Printing from Scratch, 2020; Nascimento, 2018).



Figura 20: Impressora SLA 3D para uso doméstico da Formlabs, (Formlabs, 2019).

3.1.4. Derretimento seletivo a Laser

É uma tecnologia de protótipos eficaz de pós metálicos. Da mesma forma que os métodos anteriores citados, para a impressão 3D os arquivos são confeccionados em CAD e precisam ser processados por um software a fim de dividir as informações em camadas 2D. O formato do arquivo a ser impresso na máquina é padrão *.stl*.

O pó de metal fino é distribuído de maneira uniforme em uma placa e em seguida cada fatia da imagem da camada 2D é fundida de forma intensiva por alta energia de laser direcionada à placa de pó. Devido a alta intensidade do laser, o pó do metal se derrete por completo e, assim, forma um objeto sólido. Com o término da camada o processo inicia novamente para a próxima camada. Os tipos de metais que podem ser usados em SLM são o titânio, aço inoxidável, alumínio e cromo cobalto.

É um método que pode ser aplicado em peças com estruturas complexas, paredes finas e vazios ou canais ocultos. A precisão de moldagem e propriedades mecânicas são melhores do que SLS, logo é mais utilizada em impressões 3D (3D Printing from Scratch, 2020; Nascimento, 2018).

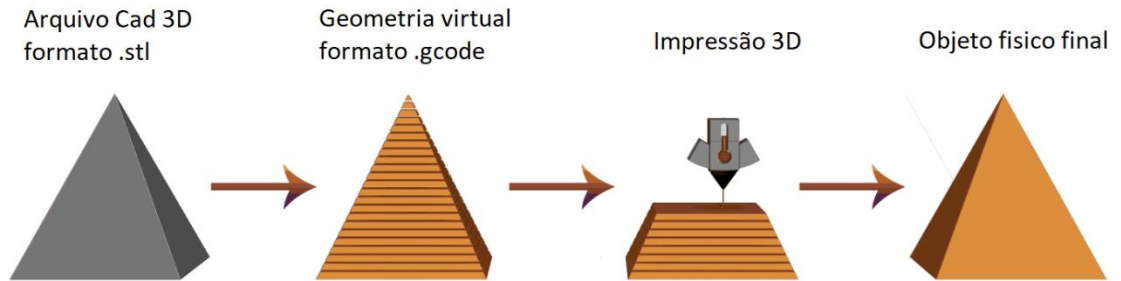


Figura 21: Processo de conversão de um ficheiro CAD para Objeto físico 3D, adaptado de (My3dconcepts, 2017).

4. PACIENTES

Muitas pessoas que desfrutam do seu corpo intacto, muitas vezes não tem noção de tamanha dor e transtorno que a perda ou ausência de um membro pode causar na vida do ser humano. O número de indivíduos que necessitam de próteses mecânicas no mundo é amplo. No Brasil, de acordo com o Censo realizado pelo IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) no ano de 2010, cerca de 23,9% da população declarou possuir algum tipo de deficiência, considerando os que possuem dificuldade de enxergar, ouvir, caminhar ou subir degraus. Considerando somente os indivíduos que possuem uma grande ou total dificuldade de realizar as atividades descritas, tem-se mais de 12,5 milhões de brasileiros com deficiência, o que corresponde 6,7%. Dentro dessa percentagem tem-se 2,3% da população com deficiência motora no Brasil (Medium, 2020). Já em Portugal, de acordo com o Censo realizado no ano de 2002 existiam 634.408 pessoas com deficiência, correspondendo a 6,1% da população portuguesa residente (Fernando Fontes, 2009).

Os braços biônicos antigamente não podiam ser anexadas ao corpo do paciente. Eram construídos em uma mesa ou cadeira, por serem muito pesadas e por vezes eram rejeitados por seus usuários

principalmente pela ineficiência eletrônica. Atualmente, as mãos biônicas comercializadas, se aproximam mais da realidade humana, entretanto, quanto mais próxima a aparência, mais alto será o custo. Contudo, a evolução não foi só na aparência, mas também na tecnologia usada, a qual exige treinamento extensivo e terapia ocupacional para o uso bem-sucedido.

4.1. Adaptação

Em um estudo de caso com dois atletas paralímpicos (Rocha, 2017), os usuários descrevem a dificuldade em falar sobre seus corpos amputados ou a inexistência deles. A condição de um deficiente congênito ou amputado, por muitos anos era tida como “anormal”, pois não conseguiam se enquadrar nos padrões impostos como “normais” pela sociedade. Muitos pacientes amputados afirmam que não só perderam um membro ou parte dele, como a vida que tinham antes do acontecido.

De acordo com profissionais da área da fisioterapia, os pacientes precisam aprender a dominar o sistema para poder movimentar a prótese. Sendo assim, o paciente reaprende a fazer as atividades que já realizava antes, agora com o braço biônico.



Figura 22: Paciente com seu membro amputado manuseando a prótese que controla com o cérebro, (Banco da Saude, 2014).

Um dos grandes desafios dos sistemas de próteses biônicas é a criação de um *software* de decodificação que consiga interpretar os impulsos cerebrais de maneira eficaz. Segundo a empresa OttoBock (Ottobock, 2019), o processo de reabilitação em si, para pacientes amputados geralmente tem duração de 6 meses e nesse processo há influência direta do ambiente cotidiano e ocupação, aumento ou perda de peso corporal e não menos importante de familiares e amigos.

5. ESTUDO DE CASO

5.1. Parâmetros iniciais de projeto

Para o desenvolvimento da estrutura mecânica desse trabalho, foi utilizado o software *Solidworks* 2018 para o modelamento e design da mão biônica, sendo ele uma plataforma de desenho automático que nos permite criar modelos 3D virtualmente (Gome, et al., 2019).

As medidas utilizadas no projeto foram baseadas na anatomia topográfica da mão média de um ser humano estudada por Iida em seu livro *Ergonomia projeto e Produção* (Iida, 2005), vista anteriormente, de modo a não fugir muito ao semblante da mão humana real.

A arquitetura da prótese foi dividida em: Base para a mão, estrutura da mão, palma inferior e superior, polegar e os dedos.

Todos os elementos que compõem a prótese serão desenvolvidos individualmente no *Solidworks* 2018, cada elemento foi pensando de forma a estarem prontos para serem impressos

individualmente em 3D. Ao final de todas as impressões, as peças plásticas e os componentes serão montadas para os testes.

A prótese será controlada por servomotores conectados a um microcontrolador que interpreta através de códigos, os dados futuramente obtidos na eletromiografia superficial não invasiva, para que haja movimentação nos segmentos da prótese.

5.1.1. **Dedos**

5.1.1.1. **Junta Flexível**

Embora apresentem maior durabilidade, os pinos presentes em muitas próteses existentes devem ser adquiridos em lojas especializadas de construção ou pinos de cutelaria feitos de latão, resultando em uma difícil aquisição, manutenção e montagem, desta forma, será proposto uma junta flexível feita de material que possa ser impresso em impressoras 3D.

As juntas flexíveis funcionaram como objeto de ligamento das secções dos dedos e dispositivo de retorno a posição de repouso da mão, exercendo o movimento de extensão através da deflexão elástica estrutural do matéria (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019), assim é evitado a utilização de pinos e de molas para o retorno, ou outros dispositivos com o mesmo intuito, tornando a mão biônica de fácil montagem e reparação, a tornando mais impressa em 3D possível.

No estudo de (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019), foram testados três modelos com geometria diferente de juntas flexíveis para a prótese Flexy , representado em Figura 23, com dois tipos de materiais diferentes que precisam ser moldados, o poliuretano Polytek rubber e o Silicone Dragon Skin silicone, com intuito de melhorar e comprova as juntas já existente da Flexy.

A geometria da junta “A”, Figura 23, foi a articulação que foi criado originalmente pelo designer da mão Flexy. A junta “B”, Figura 23, foi inspirado no Design I, mas com menos material no meio para fins de custo, uma vez que essas mãos são projetadas para amputados constrangidos. Já a junta “C”, Figura 23, foi desenvolvido para oferecer mais flexibilidade na própria articulação (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019).

Material	Densidade (g/cm^3)	Resistência a tração (GPa)	Coefficiente de Poisson
Poliuretano	1.01	1.50	0.49
Silicone	1.07	3.30	0.45

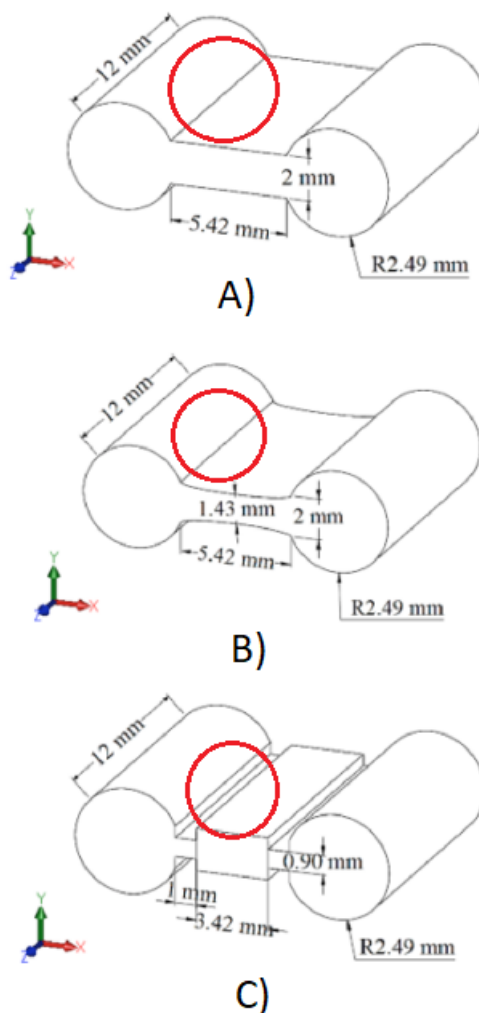


Figura 23: Propriedades mecânicas dos materiais usados para o estudo das juntas flexíveis; A) Junta flexível da prótese Flexy; B) Junta inspirada na primeira, com menos material; C) Junta flexível com intuito de prover maior flexibilidade; (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019).

As juntas foram submetidas em um software CAD, a uma simulação não-linear de esforço mecânico. Simulação não-linear é recomendada para materiais deformáveis como o poliuretano e o silicone estudados devido ao seu comportamento não linear após exceder seus limites elásticos (Ogden, 1997). As juntas foram fixadas em uma extremidade, e à outra, foi exercido um carregamento distribuído de 5 N para testar a flexibilidade do material e observar as regiões de concentração de estresse. Pode-se observar que para a junta “A”, Figura 24, a região de concentração de estresse está localizada na borda fixa do design, representado pela área vermelha na Figura 24, “A”, obtendo tensões máximas de 0,189 e 0,143 MPa para o poliuretano e silicone respectivamente (1 e 2). A extremidade fixa da junta “B”, Figura 24, sofreu alguma deformação

com alta concentração de tensão para o material de poliuretano (1) representado pela área vermelha na Figura 24, “B”, registrando tensões máximas de 0,233 e 0,276 MPa para o poliuretano e silicone respectivamente (1 e 2). Para a última junta, “C”, Figura 24, foi encontrado a região de concentração de estresse nas áreas de menor espessura, indicado em vermelho em “C”, Figura 24, obtendo tensões máximas de 0,185 e 0,339 MPa para poliuretano e silicone, respectivamente (1 e 2) (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019).

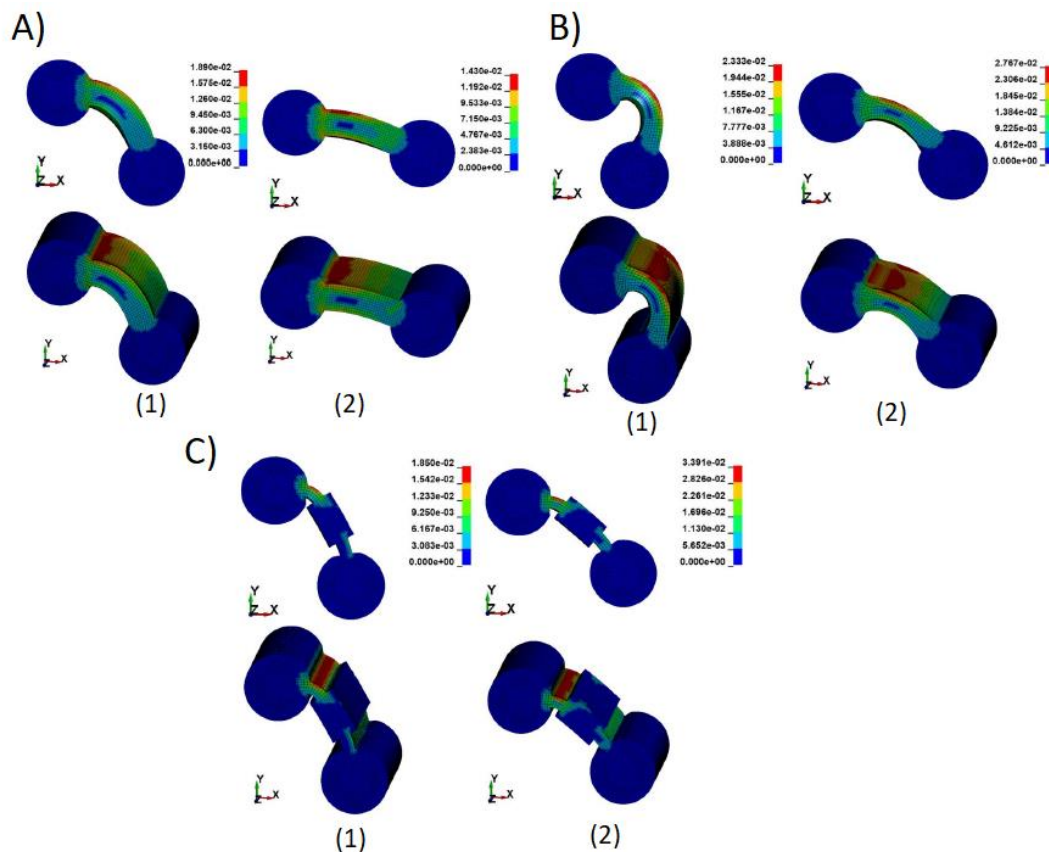


Figura 24: Simulações com carregamento de 5 N nos três designs de juntas flexíveis; (1) Junta com material de Poliuretano; (2) Junta com material de Silicone; Adaptado de (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019).

É possível observar que em todas as simulações, as áreas de concentração de tensões estão localizadas na borda fixa do design, ou próximo a ela. Uma área de concentração de tensões é normalmente causada por descontinuidades geométricas que causam aumentos localizados na intensidade do campo de tensões. Exemplos de formas que causam estas concentrações são cantos vivos, furos e mudanças da área da seção transversal de corpos submetidos a ações externas (Pacheco, 2013). Essas áreas estão suscetíveis a rupturas quando submetida a esforços maiores no material, e é possível notar na Figura 23 que o design possui uma mudança de geometria na dobra entre a borda fixa e o corpo da junta, na área circulada em vermelho.

Com base nesse estudo, será proposta uma nova junta flexível de forma que seja permitida a sua produção em impressora 3D através da seleção apenas de materiais que sejam compatíveis com o método de manufatura aditiva, o que não é possível com o modelo de pinos como mencionado anteriormente.

5.1.1.2. Desenho da nova Junta Flexível

A junta flexível foi desenhada de forma a reduzir as regiões de concentrações de tensões causadas na junta flexível estudada por Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan (2019). Foi feito um segmento cilíndrico no meio da junta, vista na Figura 25, de forma a reduzir a deflexão lateral do dedo e as tensões nas partes que irão ser dobradas, para exercer uma força maior de retorno a posição de relaxamento do dedo e atuar como um dispositivo de fixação da junta flexível aos segmentos dos dedos da prótese (Figura 25, “C”), (Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan, 2019). Foi feito também um arredondamento dos cantos vivos da junta flexível utilizando filete de 0,50 mm de raio, Figura 25, “A”, entre a borda fixa e o corpo da junta, para aliviar as tensões causadas pela mudança brusca de geometria vista na Figura 23.

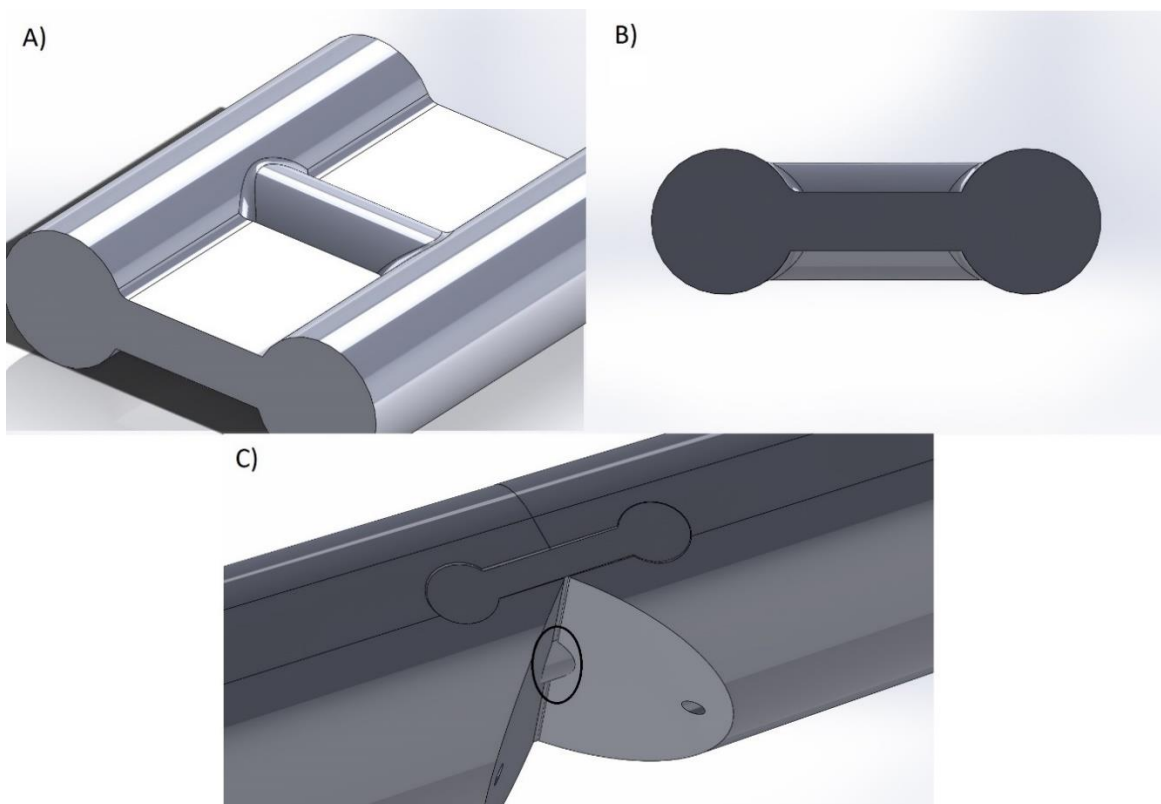


Figura 25: Proposta de junta flexível; A) filete de 0,50 mm para as áreas de possíveis concentrações de tensões; B) Vista da junta flexível; C) Junta flexível ligando duas seções do dedo, destacando sua trava pra fixação.

5.1.1.3. Materiais da nova Junta Flexível

Para os materiais, foram escolhidos e testados dois tipos considerados bastante flexíveis que permitem ser impressos em uma impressora 3D, os Elastômeros Termoplásticos (TPE) e o Nylon, esses dois tipos de materiais foram escolhidos pois possuem qualidades parecidas com a borracha, sendo flexíveis e duráveis, em relação aos filamentos mais comuns como o poliácido láctico (PLA), que é rígido e frágil a dobramentos (Rohringer, 2020). Para as propriedades mecânicas do material elastômero termoplástico, foi escolhido o filamento TPE 82A da empresa Filament2Print (filament2print, 2020), já para o Nylon, foi escolhido o Nylon 6/6 da empresa Ultimaker (Ultimaker, 2020). A junta flexível com cada material, foi submetida a um teste de carga não-linear, de 5 N, na plataforma SolidWorks Simulations, sendo os resultados recolhidos após 0,35 s, tempo este utilizado nos testes de carga de por Alkhatib, Mahdi, & Cabibihan (2019). Para realizar o estudo, foi criado uma malha triangular de 0,5 mm e uma malha mais refinada de 0,1 mm, na área onde foram feitos os filetes de 0,5 mm de raio para obter resultados mais precisos, Figura 26.

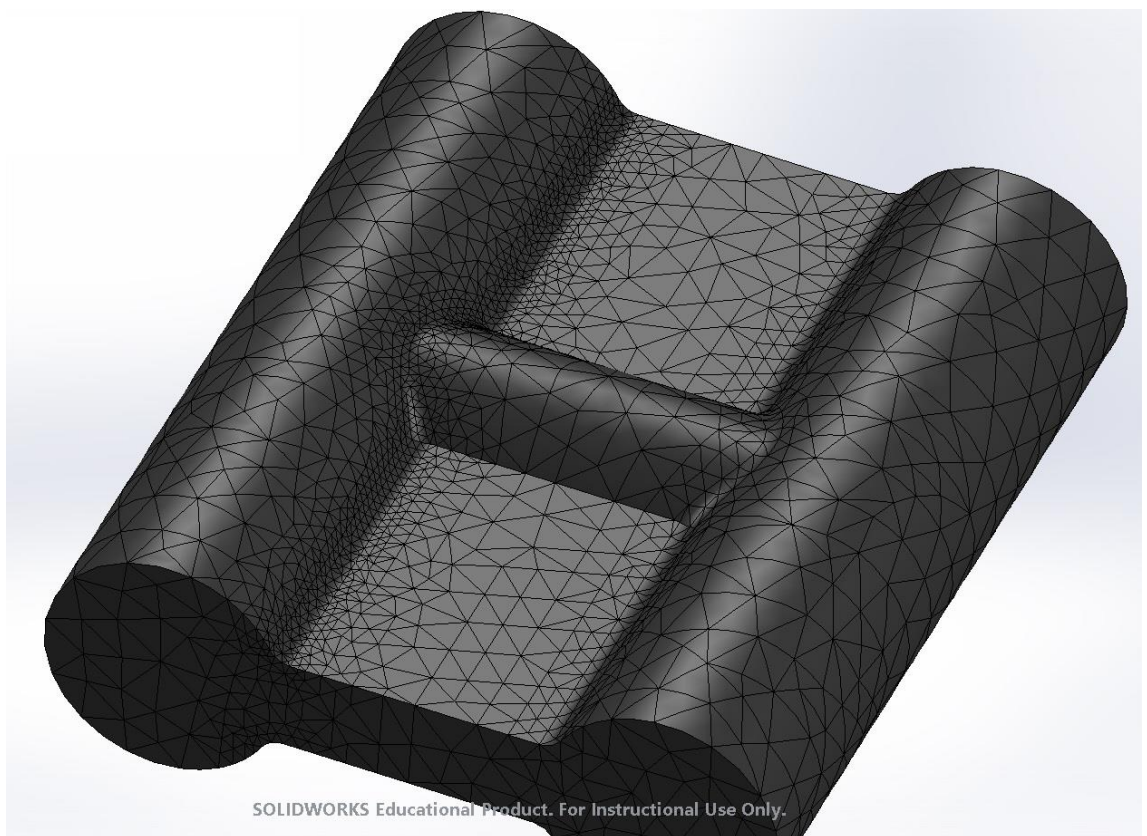


Figura 26: Configuração da malha para a simulação no SolidWorks, ressaltando a malha refinada na área de possível concentração de tensões.

Primeiro foi feito um teste na junta flexível feita de Nylon. A tensão máxima para uma carga aplicada de 5 N foi de 2,41 MPa. Sendo a tensão máxima suportada do material de 72,30 MPa, o

coeficiente de segurança resultante é de 21. É observado também o deslocamento máximo de 0,074 mm.

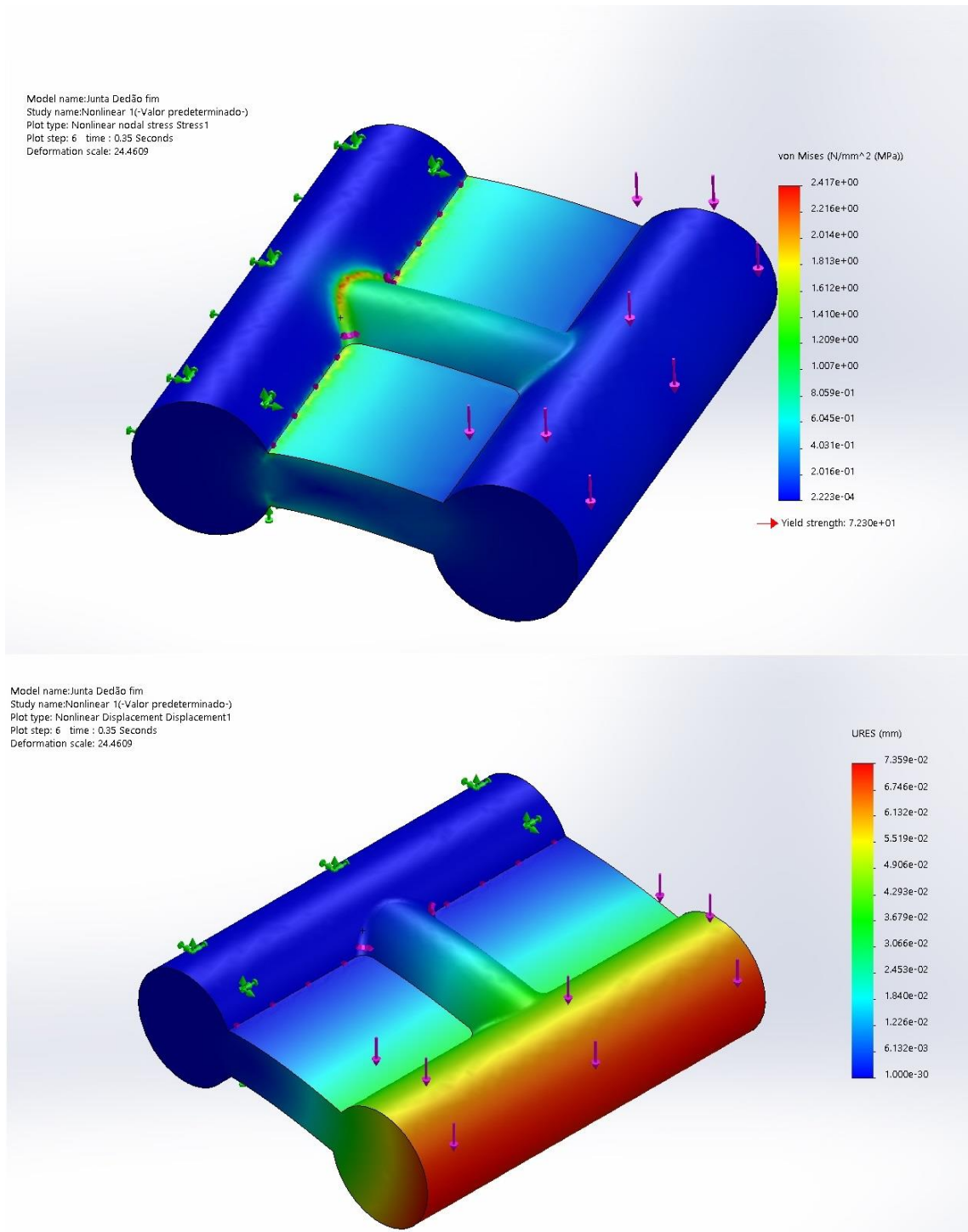


Figura 27: Estudo da junta flexível de nylon.

Para a junta flexível de elastômero termoplástico, a tensão máxima atingida com 5 N foi de 2,599 MPa. Sendo a tensão máxima suportada do material de 50 MPa, o coeficiente de segurança resultante é de 19. É observado também o deslocamento máximo de 0,213 mm.

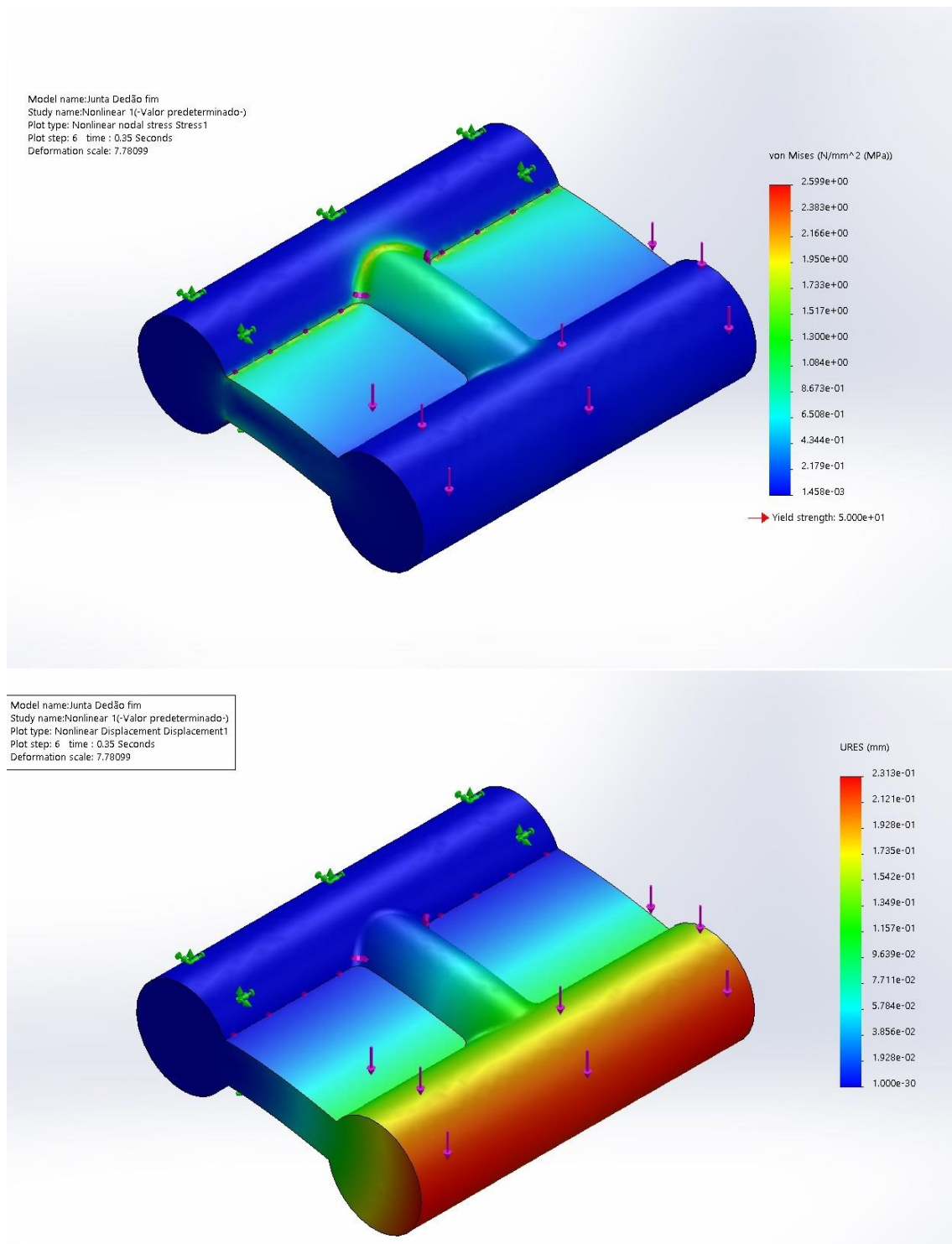


Figura 28: Estudo da junta flexível de Poliuretano.

Com base nos resultados gerados, é possível verificar que a junta de TPE possui uma flexibilidade maior do que a de Nylon, e menores áreas de concentração de tensões embora a tensão máxima esteja bem próxima da do Nylon. A flexibilidade é um fator importante para a prótese devido a angulação de 90 graus que cada secção do dedo deve ser capaz de exercer.

Para validar a funcionalidade da junta flexível, foram impressos corpos de prova para serem submetidos a um ensaio de compressão com intuito de verificar a energia absorvida pelo material e obter resultados mais satisfatórios das juntas flexíveis. As juntas foram impressas utilizando o filamento TPU 95^a (thermoplastic polyurethane) da empresa Ultimaker, disponibilizado pelo laboratório FabLab devido à ausência do TPE 82A e do Nylon 6/6 utilizados nas simulações de teste de carga. O filamento TPU 95^a, assim como o TPE 82^a e Nylon 6/6, possui características parecidas com a borracha e o plástico, sendo flexível e resistente a ambientes mecânicos ou quimicamente agressivos (Ultimaker, 2020).

Para o estudo das juntas, foram impressos exemplares de cada junta flexível que constitui uma ligação de um dedo da prótese, representado na Figura 29, onde as juntas 1 se referem à Junta Flexível do Início do Dedo, vista no Anexo K. A junta 2 se refere à Junta Flexível do Meio do Dedo, vista no Anexo L e as juntas flexíveis 3 se referem à Junta Flexível da Ponta do Dedo vista no Anexo M. Os anexos com as medidas podem ser verificados na parte de anexos ao fim do trabalho.

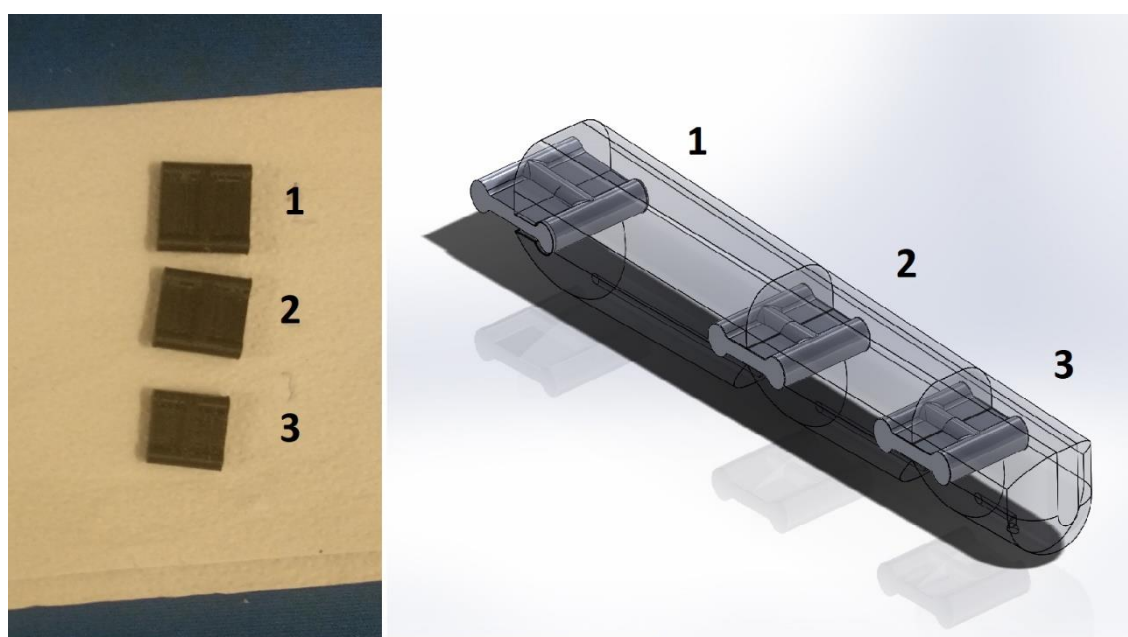


Figura 29: Juntas flexíveis que ligam cada seção de um dedo da prótese: 1 – Junta Flexível do início do dedo; 2 – Junta Flexível do Meio do dedo; 3 – Junta Flexível da ponta do dedo.

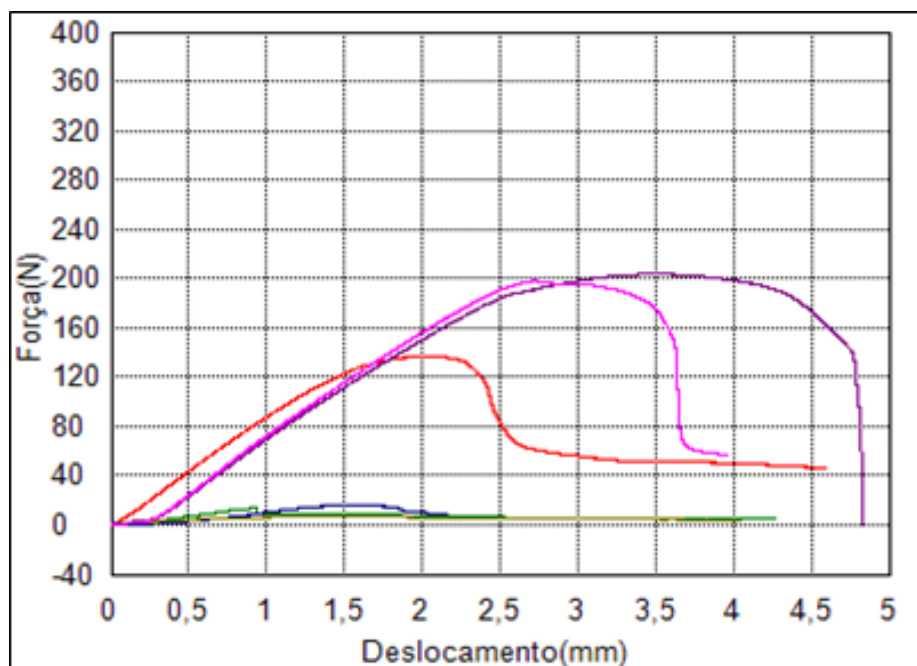
Cada junta flexível foi submetida individualmente a um ensaio de compressão, mostrado na Figura 30. Desta forma é possível verificar o quanto de força é necessário para fletir uma junta. Este ensaio será importante para verificar se os servomotores escolhidos para moverem os dedos da prótese possuem torque suficiente para fletir as três juntas que constituem um dedo, assim movendo-os.



Figura 30: Ensaio de compressão de uma das juntas flexíveis.

Após submeter as juntas em um primeiro teste ao ensaio de compressão, verificou-se que os valores obtidos no gráfico de energia absorvida, visto no gráfico 1, foram muito baixos, resultando em uma força máxima de 13,48 N para a Junta 1, 15,92 N para a Junta 2 e 6,98 N para a Junta 3. O primeiro teste das três juntas falharam devido aos corpos de prova terem sido impressos sem preenchimento total de material, resultando em uma estrutura interna falhada e frágil, gerando pouca resistência do material, assim não obtendo o resultado esperado. Foram refeitos os corpos de prova com preenchimento total de material e submetidos a um segundo teste de ensaios de compressão obtendo novos valores no gráfico de energia absorvida, podendo ser visto no gráfico

1, “Segundo teste”. A Junta 1 resultou em uma força máxima de 136,33 N, para a Junta 2 obteve-se 197,93 N de força máxima, e para a Junta 3, uma força máxima de 203,36 N.



Primeiro teste

■ Junta 1

■ Junta 2

■ Junta 3

Segundo teste

■ Junta 1

■ Junta 2

■ Junta 3

Gráfico 1: Gráfico de energia acumulada resultante dos dois ensaios de compressão das juntas flexíveis que compõem um dedo da prótese.

As forças máximas vistas no gráfico foram adquiridas quando as juntas flexíveis estavam fletidas, logo após os valores decaem, assim é possível dizer que as forças máximas obtidas são as forças necessárias para fletir ou dobrar as juntas flexíveis estudadas. Para que o servomotor responsável por um dedo consiga movimenta-lo, é necessário que ele possua força suficiente para dobrar as três juntas que compõem um dedo da prótese.

Devido à ocorrência da pandemia Covid-19 ficou-se impedido de realizar o trabalho experimental, que permitiria imprimir corpos de prova para fazer testes de carregamento fisicamente, e validar os resultados numéricos.

5.1.1.4. Dedo

Os dedos serão constituídos por três segmentos móveis, conectados pelas juntas flexíveis propostas anteriormente, para exercer o movimento de abertura e fechamento da mão biônica. O dedo possui um canal de 1 mm, podendo ser expandido a 1,50 mm com uma broca, entre suas 3 conexões

(Figura 31, A, em Azul) onde passará o tendão artificial, sendo amarrado na extremidade da ponta do dedo para fixação, e acionados pelos servos motores dentro da base da mão. (Figura 31, A, em Vermelho).

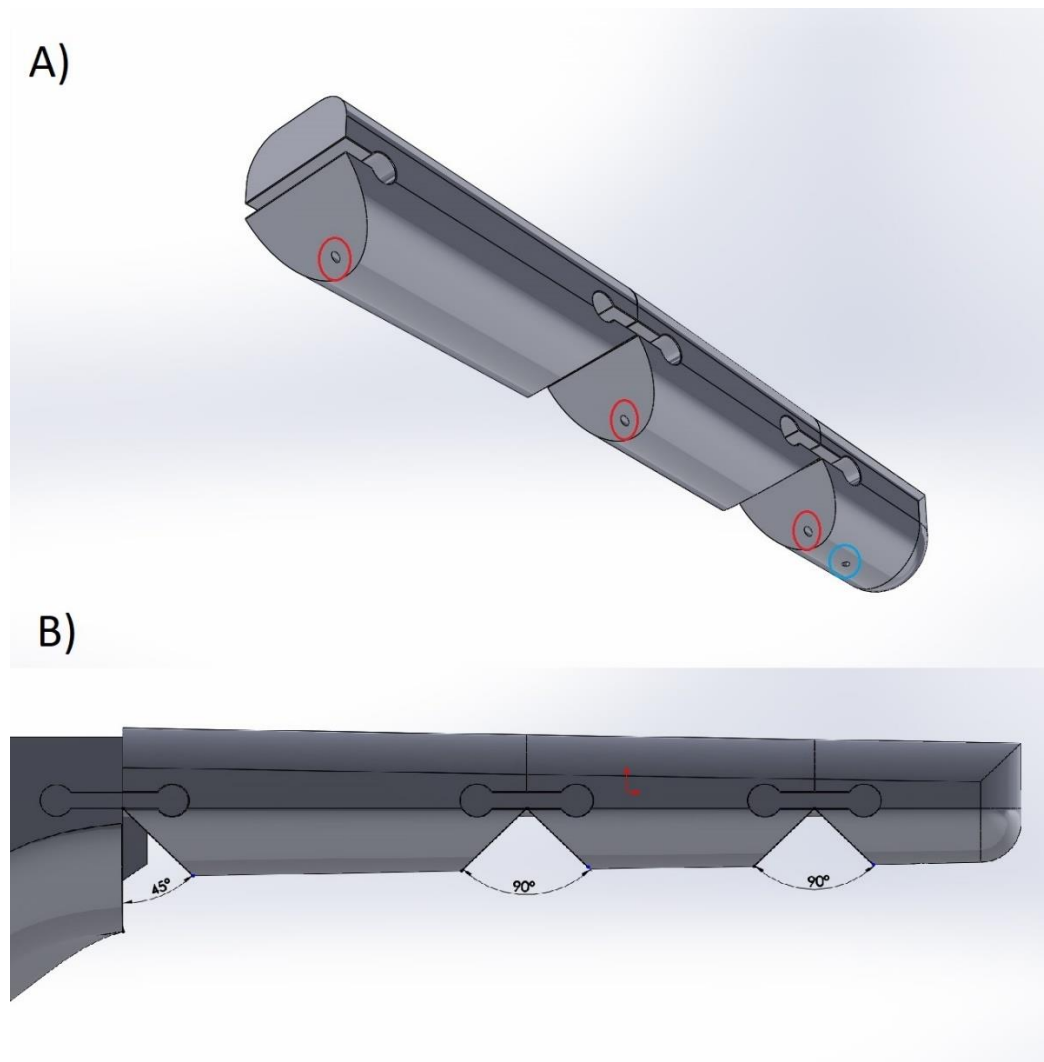


Figura 31: A) Perfurações por onde passará o tendão artificial para movimentação; B) Angulações máximas de flexão do dedo; elaborado pelo autor.

Quando os servos exercerem movimento, os tendões artificiais puxados exercerão uma força rotacional nas juntas (Figura 32), realizando o movimento de fechar ou abrir o dedo, dependendo do sentido do movimento do servo. As duas últimas juntas de cada dedo possuem um ângulo de rotação de 90 graus e a junta da base com um angulo de rotação de 45 graus (Figura 31, B), ângulos esses suficientes para executar uma pega firme em diversos objetos de formas variadas.

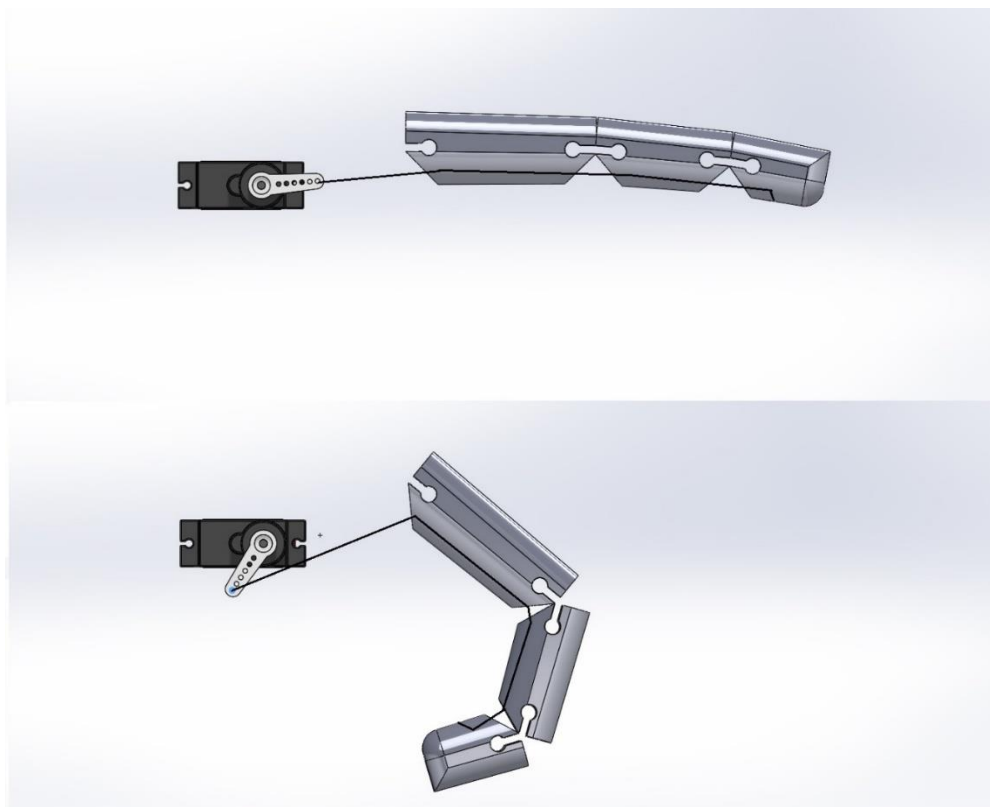


Figura 32: Funcionamento do mecanismo de fechamento dos dedos por tendões artificiais, elaborado pelo autor.

As dimensões usadas para os dedos levaram como base a mão do autor, e a média de tamanho das mãos dos brasileiros estudadas por (Iida, 2005) sendo de 182 mm para Homens, e 166 mm para mulheres. Algumas dimensões sofreram ampliações para facilitar os movimentos de todo o mecanismo, mas ainda assim mantendo-se próximo à aparência de uma mão humana.

5.1.1.5. Polegar

Segundo Joseph T. Belter, Segil, Aaron M. Dollar, & Richard F. Weir (2013), o desenho do polegar é o elemento mais importante de uma prótese de mão pois o polegar é responsável por 40% de toda a funcionalidade da mão humana. Dentre os demais dedos da mão humana o polegar é o mais complexo dentre eles, sendo o único que possui movimento livre e independente em relação aos outros dedos, devido a presença de pequenos músculos ténares na lateral da palma da mão, além de ser o único dedo que se opõem aos demais, sendo imprescindível para todas as formas de pegadas que a mão exerce (Junior, Mello, & Imenes, 2016; Joseph T. Belter, Segil, Aaron M. Dollar, & Richard F. Weir, 2013).

Levando isso em conta, foi realizada uma pesquisa em próteses similares com o intuito de encontrar um sistema mais adequado para o sistema proposto neste trabalho.

A prótese Bebionic da Ottobock possui um sistema de polegar ajustável em duas posições, “não oposto” e “oposto”, porém a troca dessas posições é manual, sendo necessário que o usuário utilize

sua mão não amputada para trocar entre as posições do polegar da prótese (Figura 33), sendo um método desgastante para o usuário quando há a necessidade de pegar um objeto de tamanho médio como uma garrafa cilíndrica, onde o usuário teria que ajustar o polegar da prótese para “oposto” e pegar o objeto quando ele simplesmente poderia usar a mão não amputada para tal. O polegar também possui dois eixos de abertura na mesma direção igual aos outros dedos da mão, permitindo apenas o movimento de fechar e abrir.

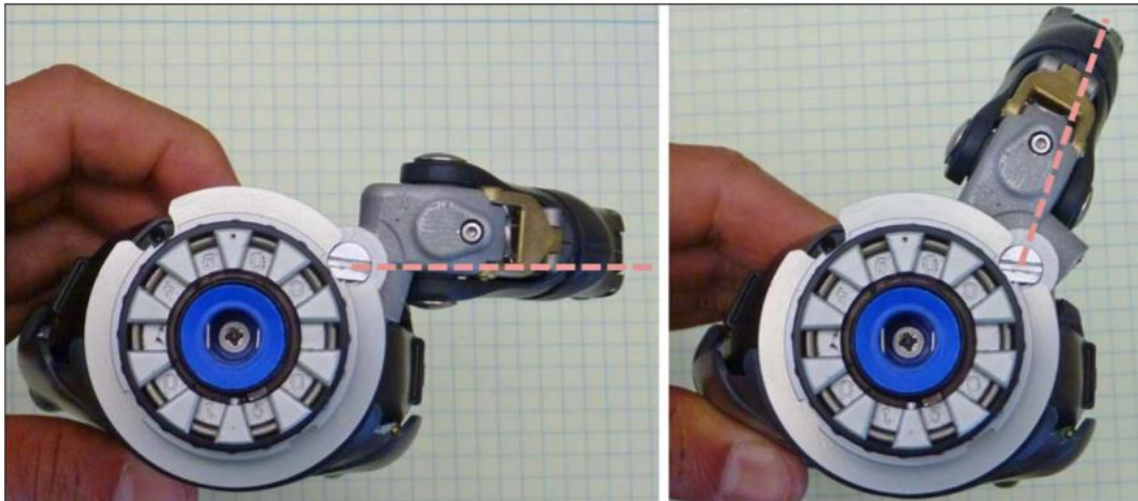


Figura 33: Sistema de polegar ajustável manualmente da Bebionic V2, (Joseph T. Belter, Segil, Aaron M. Dollar, & Richard F. Weir, 2013).

Já a prótese Ada Robotic Hand V1.1 da OpenBionics possui um polegar com dois graus de liberdade, possuindo dois eixos de abertura em ângulos diferentes, um para executar o movimento de “oposto” e “não oposto”, e outro para executar o movimento de pinça (precisão) em direção ao dedo indicador. Esse arranjo de eixos com ângulos diferentes resulta em um movimento mais natural do polegar em relação à prótese da Bebionic, além das duas juntas serem ativadas ao mesmo tempo por um mesmo sistema de tendão como os demais dedos da prótese, causando um movimento angular mais próximo da mão humana. Embora esse sistema de polegar não possua uma região de contato muito grande em relação a prótese da Bebionic, ela possui um aspecto de movimento mais próximo da mão humana, sendo um dos pilares de uma prótese de braço biônico (Joseph T. Belter, Segil, Aaron M. Dollar, & Richard F. Weir, 2013).



Figura 34: Ângulo entre os eixos da prótese Ada Robotic Hand V1.1, Adaptado de (Open Bionics, 2020).

Portanto, utilizou-se como base o sistema do polegar da Ada Robotic Hand V1.1 da Open Bionics, utilizando o mesmo sistema de eixos com ângulos diferentes, recebendo dois graus de liberdade, um para abrir o polegar na direção oposta, e o outro para o movimento de pinça em direção ao indicador. O sistema de juntas do polegar segue o mesmo princípio dos demais dedos. O design do polegar foi criado com o objetivo de se assemelhar ao máximo com o polegar humano, tendo uma estrutura que busca esconder a junta que o fixa a estrutura da prótese. Embora cada solução possua pontos negativos, se torna válido ressaltar que o propósito da prótese vai além de sua funcionalidade, perpassando também pelo sentimento de naturalidade e completude pós trauma, devido à perda do membro.

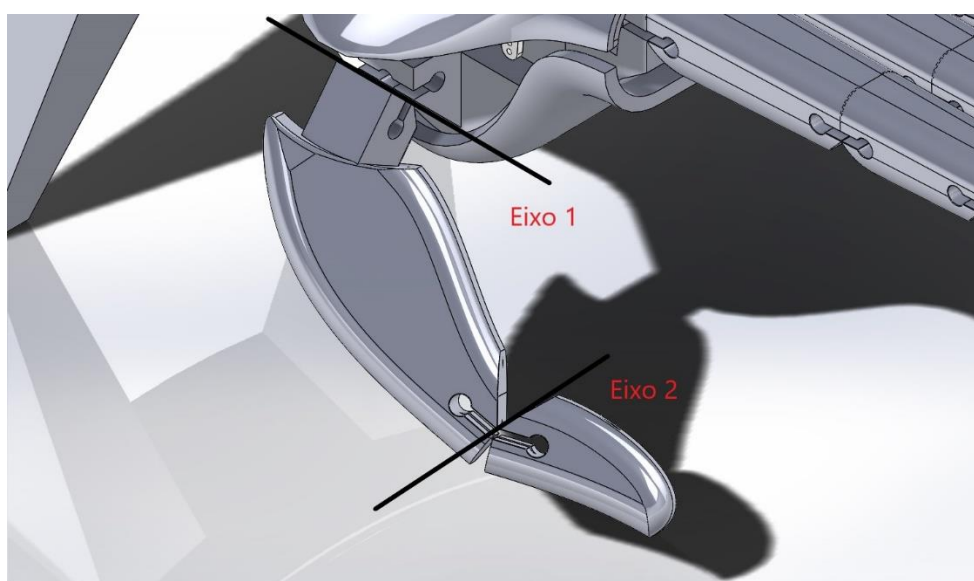


Figura 35: Eixo 1, responsável pelo movimento "oposto"/ Não Oposto e Eixo 2, responsável pelo movimento de pinça.

Foram realizadas simulações no SolidWorks, com intuito de verificar a viabilidade dos eixos do polegar. Foram simulados dois movimentos, um de “pinça” para objetos menores, visto na Figura 36, “A”, e um movimento de agarrar um objeto cilíndrico, visto na Figura 36, “B”. Na simulação, foi possível verificar que a posição estabelecida dos eixos foi satisfatória, utilizando bem a palma da mão, que possui um formato arredondado para agarrar objeto de diferentes formatos para proporcionar uma maior superfície de contato com o objeto.

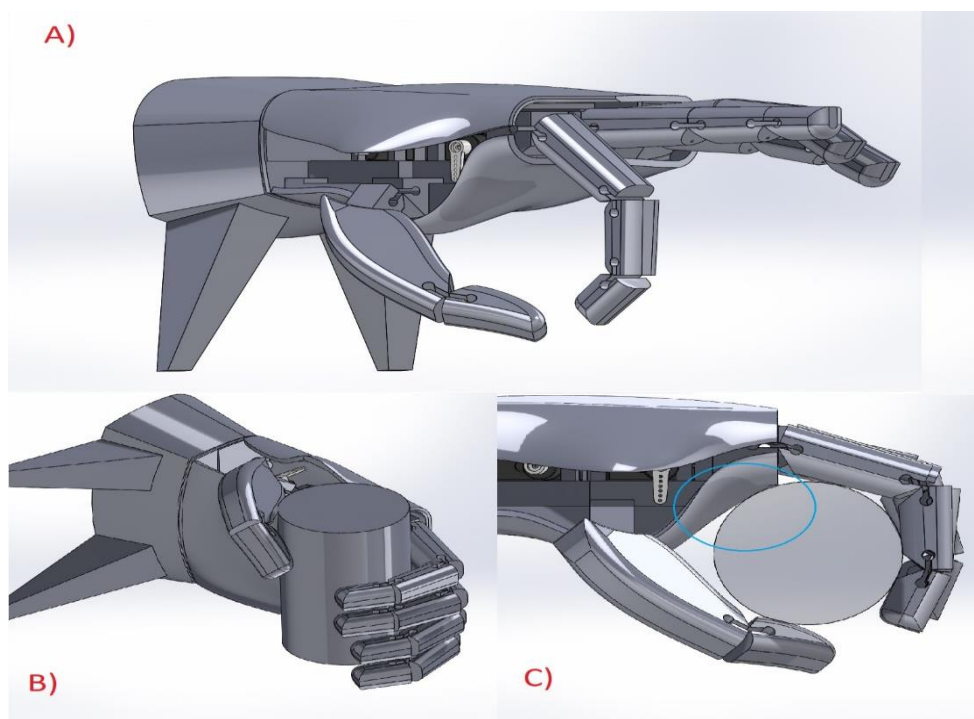


Figura 36: A) Movimento de pinça; B) Movimento de agarrar objetos; C) Curvatura da palma para suporte ao agarrar objetos, em azul.

5.1.1.6. Palma

A palma da mão é dividida em duas partes, Base da palma e Tampa da base da palma. Esta última tem a função de proteger todo o material eletrônico e sistema de tendões presentes na Base da palma, além de ter altura suficiente para não interferir no trabalho de cada componente interno, tendo o seu corpo curvado para se assemelhar à superfície da palma da mão humana, com um contorno acentuado no canto direito para camuflar o mecanismo do polegar (Figura 37, “B”), reforçando a ideia de estética humana. A tampa possui duas abas de fixação com a estrutura da mão biônica, uma aba inferior que é fixada à base da mão, e outra aba que encaixa no canto esquerdo da Base da palma para garantir que a peça não se movimente e desencaixe facilmente (Figura 37, “A”).

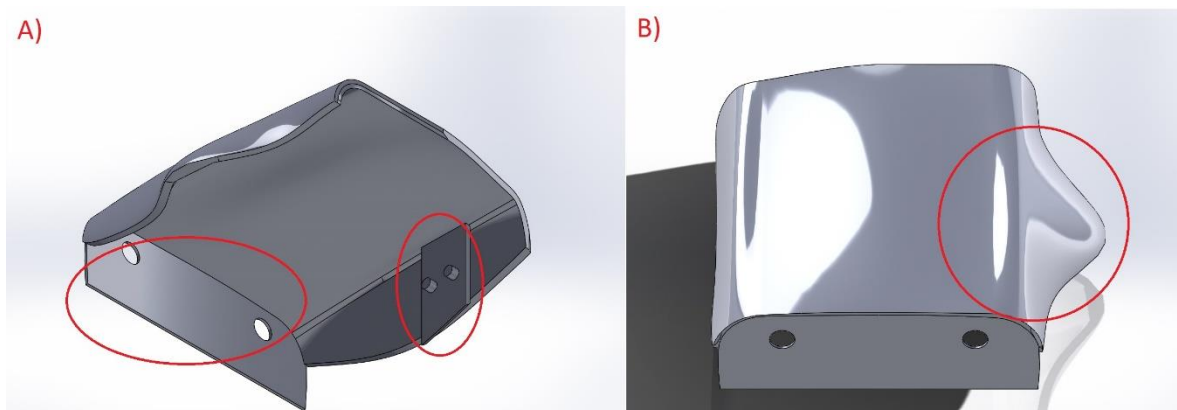


Figura 37: A) Abas de fixação com a base da mão biônica e com a base da palma; B) Curva acentuada para esconder mecanismo do polegar.

A base da palma é onde se encontram os mecanismos acionadores da prótese, como os dispositivos elétricos, servomotores e sistema de acionamentos dos tendões. A estrutura interna foi inspirada na prótese mioelétrica de Mayer (2018), que foi desenhada de forma a colocar todos os mecanismos acionadores da prótese em um mesmo ambiente, de forma compacta, permitindo que todos os componentes funcionem com pouco espaço sem que se gere interferência entre os mesmos. Os servomotores são colocados na superfície da Base da Palma, sendo o servo mais pesado, representado em vermelho na Figura 38, “B”, posicionado mais à direita para equilibrar o peso, e os outros dois servos “A” e “B” menores à esquerda, balanceando o peso. O servo “C” é posicionado mais abaixo de forma a estar alinhado com o polegar, atingindo o objetivo de funcionamento do sistema de tendão do polegar, e criando uma superfície, juntamente com os outros servos, para outros componentes como o microcontrolador, circulado em azul na Figura 38, estando acima dos servomotores. Dessa forma há um melhor aproveitamento do espaço interno da prótese.

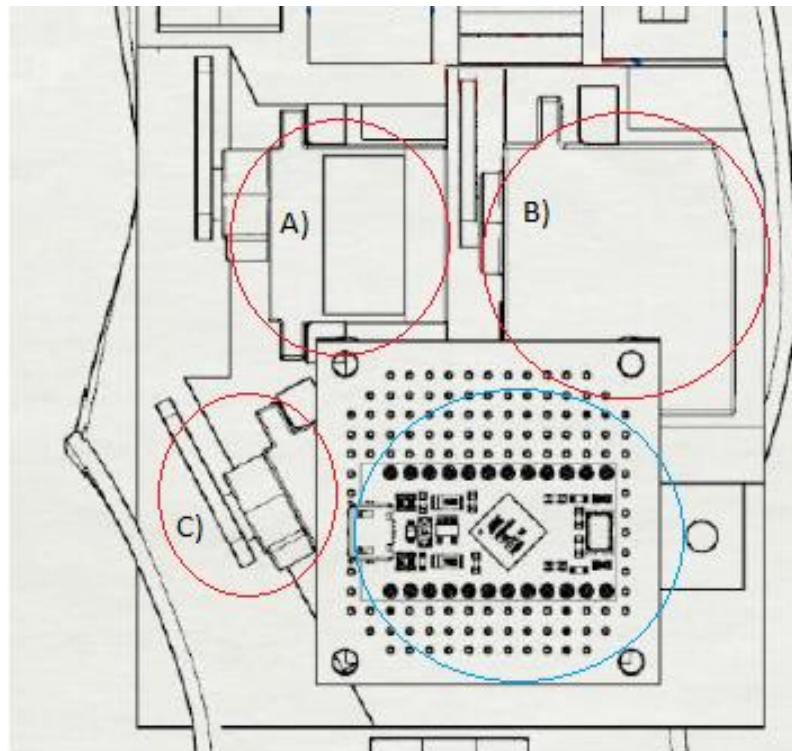


Figura 38: Posicionamento de componentes da prótese de Mayer, servomotores circulados em vermelho, microcontrolador e sua base, circulado em azul; adaptado de (Mayer, 2018).

Então, foi proposto uma base da palma que possibilite atender os requisitos da proposta do trabalho, sendo uma prótese de baixo custo, de fácil montagem e manutenção. Foram criados apoios para fixar os servomotores, representados na Figura 39 “A”, e posicioná-los corretamente. Os servos são fixados aos apoios por meio de dois parafusos, utilizando a própria abertura para parafuso que os servos disponibilizam. Os dedos da prótese são conectados à base da palma por meio de sobressaltos de fixação posicionados na extremidade superior da prótese. Elas são conectadas aos dedos com o mesmo sistema de ligação que eles possuem, por meio das juntas flexíveis. Cada sobressalto de fixação possui canais de ligações na parte inferior, de modo a guiar o tendão artificial aos servo motores posicionados no interior da mão, representado na Figura 39 “B”. Os sobressaltos possuem posicionamentos diferentes na base da mão para que os dedos possuam a aparência de tamanhos diferentes, se assemelhando aos dedos da mão humana, que possuem tamanhos diferentes entre si, como representado na Figura 39 “C”. Esta solução permite que seja utilizado um único design de dedo para os 4 dedos da mão, indicador, médio, anelar e mínimo, eliminando a necessidade de serem impressos dedos com tamanhos diferentes e facilitando a montagem. Há também um aproveitamento melhor do espaço interno da base sem reduzir o funcionamento de cada sobressalto.

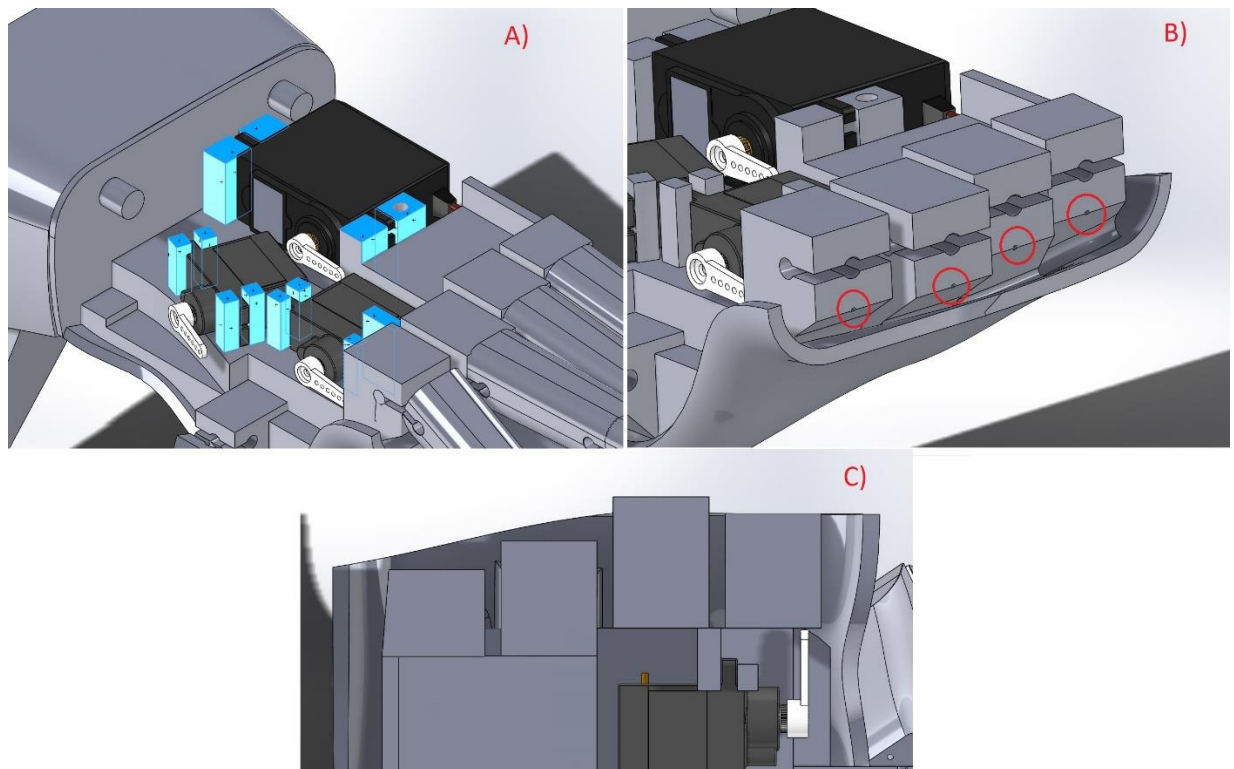


Figura 39: Estrutura da Base da palma: A) Apoio de fixação dos servomotores; B) Canais de ligação para os tendões artificiais, em vermelho; C) Sobressaltos com distancias diferentes entre si.

Dentre os dedos da mão humana, o dedo indicador e o polegar possuem mais funções no cotidiano e no funcionamento da mão. Juntos executam o movimento de precisão de agarrar objetos menores (movimento de pinça). O indicador é muito utilizado para exercer o gesto de indicar ao ser esticado, e os outros dedos fechados em punho, expressão muito usada pelo ser humano, o polegar também é utilizado para expressar alguns gestos, como concordar, ao ser levantado com o resto do dos dedos fechados em punho.

Desta forma, foi decidido utilizar um servomotor menor para o polegar, e outro para o indicador, de forma a ser possível controlá-los individualmente, e aumentar a precisão ao agarrar objetos pequenos. O servomotor escolhido para ambos os dedos foi o servomotor micro MG90S. Este servo é ideal para a aplicação neste trabalho devido ao seu tamanho e peso reduzidos. Sua desvantagem em relação a outras categorias de servomotores é seu baixo torque, porém o movimento de pega fina não necessita de alto torque visto que objetos pequenos, por natureza, demandam menos forças. O servomotor escolhido possui 22,5 x 12 x 35,5 mm, possui tensão de funcionamento na faixa de 4,8 V a 6 V. Com fornecimento mínimo de 4,8 V, o motor atua com velocidade de 0,1s/60° e torque de 1,8 Kgf*cm (0,1765 N*m). Ao ser submetido a 6 V, atinge a velocidade de 0,08s/60° e torque de 2,2 Kgf*cm (0,2157 N*m) (Servo M. , 2019). Este torque deve ser suficiente para que vença as forças necessárias para dobrar cada junta flexível que um dedo possui e ser suficiente para que possa exercer o objetivo da pega tipo pinça visto que este

movimento realizado com a mão humana, reproduz uma força média de 10 kg (98,06 N), e para um movimento de pega com todos agarrando o objeto, pode chegar a 40 kg (392,26 N) (Galvão, 2016).



Figura 40: Servomotor micro MG90S, (Servo M., 2019).

Para aproveitar o máximo de espaço interno da base da palma, os servomotores micro foram posicionados mais próximos das conexões com seus respectivos dedos de forma a oferecer mais espaço para os outros componentes essenciais para o funcionamento da mão biônica. O servomotor micro responsável pelo polegar utiliza a mesma estratégia adotada por Mayer, citada anteriormente, estando posicionado na mesma direção do polegar, representado na Figura 41 em azul, para transformar todo seu movimento angular em linear ao puxar o tendão artificial ligado ao dedo.

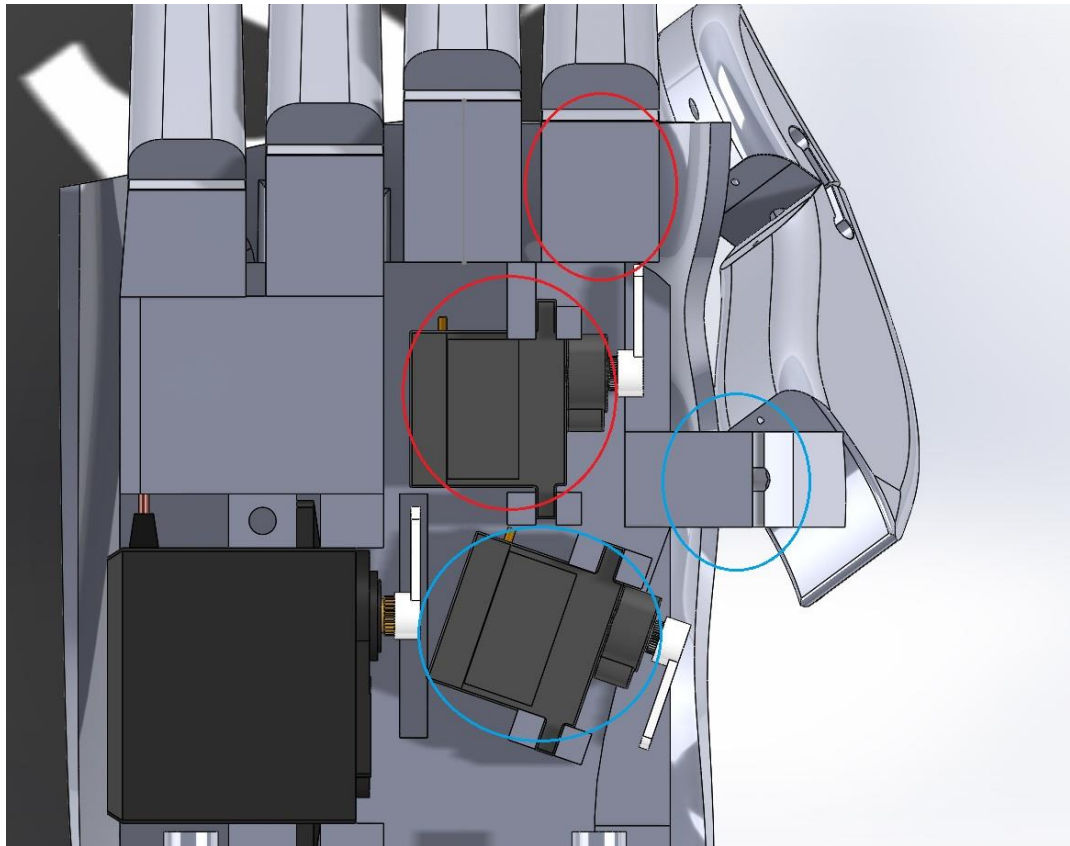


Figura 41: Posicionamento do servomotor para o dedo indicador, em vermelho; Posicionamento do servomotor para o polegar, em azul.

5.1.1.7. Eixo mecânico

Segundo (Leddy & Dollar, 2018), existem diversas próteses de membro superiores que possuem acionamento individual para cada dedo, tornando a capaz de executar vários tipos de pegadas diferentes, porém há inconveniências nesses tipos de próteses geradas pela difícil adaptação, treinamento prolongado, alto consumo de energia, confiabilidade de múltiplos eletrodos, durabilidade, peso e custo. Para corrigir essas inconveniências, Leddy & Dollar (2018) criaram uma prótese com um mecanismo de tendões artificiais que permite o acionamento de todos os dedos com um único motor DC, dispositivo esse que mantém a pega natural da mão ao agarrar um objeto. O mecanismo de tendões artificial permite que quando um dos dedos encontra um obstáculo ao realizar o movimento de fechamento da mão, este não impeça os demais de continuarem seus movimentos, tornando-os independentes uns dos outros, mesmo ligados ao mesmo motor DC, como mostrado Figura 42. Esse tipo de mecanismos permite a mão agarrar objetos com diferentes formatos, se adequando a uma variedade de forma de objetos que podem ser segurados pela mão proposta.

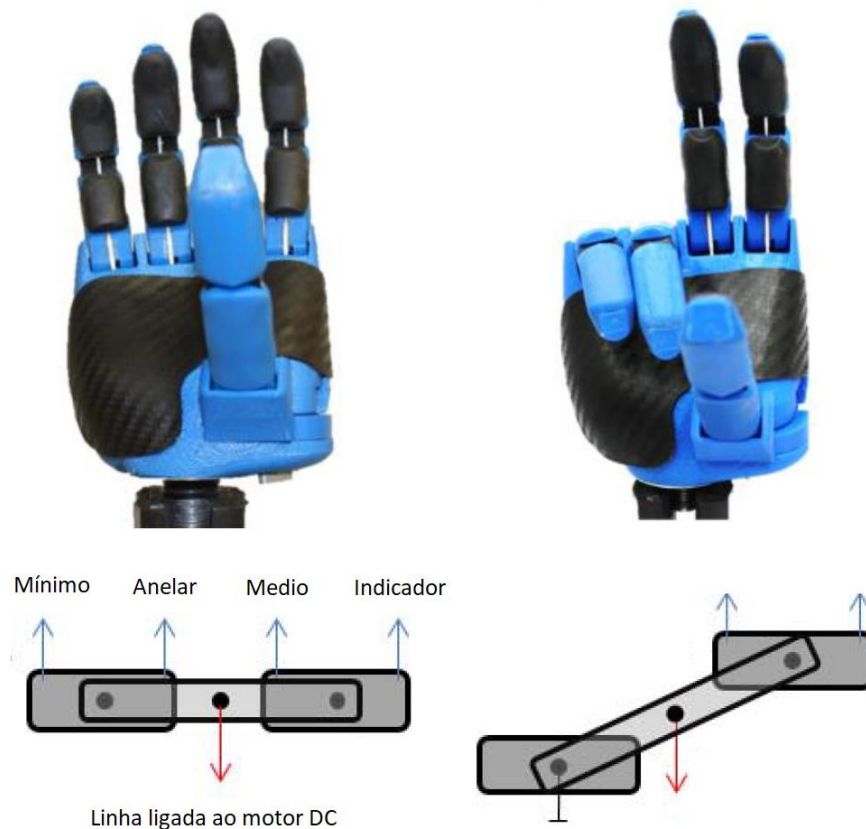


Figura 42: Funcionamento do eixo da prótese de Leddy e Dollar, (Leddy & Dollar, 2018).

Segundo (Joseph T. Belter, Segil, Aaron M. Dollar, & Richard F. Weir, 2013), um dos meios de reduzir o peso de uma prótese é reduzindo o número de atuadores, pois os mesmos e seus mecanismos de transmissão possuem uma grande quantidade de peso total, em próteses mais ágeis, que possui um atuador para cada dedo. Desta forma, utilizar um motor para controlar os três dedos restantes, médio, anelar e mínimo se torna viável visto que são usados para auxiliar e equilibrar ao agarrar objetos, junto com o indicador e polegar tanto no manejo fino, utilizando a ponta dos dedos para agarrar objetos pequenos, como no manejo grosseiro, ao agarrar objetos maiores (Iida, 2005). Para esta aplicação, foi então utilizado o servomotor MG 995, este servo possui dimensão de 22,5 x 12 x 35,5 mm, possui tensão de funcionamento na faixa de 4,8V a 7,2V. Com fornecimento mínimo de 4,8 V, o motor atua com velocidade de 0,2s/60° e torque de 8,5 Kgf*cm (0,568 N*m). Ao ser submetido a 6 V, atinge a velocidade de 0,16s/60° e torque de 10 Kgf*cm (0,098 N*m), (Servo D. S., 2019). Este servo possui um alto torque comparado aos servomotores micro já usados nesse projeto, possuindo aproximadamente quatro vezes mais torque, sendo possível garantir uma pega mais firme ao distribuir o torque aos três dedos restantes.



Figura 43: Servomotor MG995, retirado de (Servo D. S., 2019).

Para que haja a movimentação independente dos três dedos com um único servomotor, foi criado um eixo mecânico que conecta os tendões artificiais dos dedos ao referido servomotor. Primeiramente, é utilizado um tendão artificial unindo o dedo mínimo e o anelar, de forma a criar um arco na saída de tendões dos sobressaltos da base, e depois este é conectado a duas passagens esquerdas ao eixo mecânico, como mostrado na Figura 44 “A”, circulado em vermelho. Este tipo de conexão permite que o tendão artificial unido possa deslizar entre as passagens do eixo mecânico para a direita e para esquerda. A passagem direita do eixo mecânico é amarrada diretamente ao tendão do dedo médio e a última passagem, do lado oposto das outras, é conectada ao fio ligado ao servomotor, como mostrado na Figura 44 “A”, circulado em azul. Caso não haja nenhum obstáculo impedindo o movimento dos dedos conectados ao eixo, o mesmo ao ser puxado pelo servomotor, puxa os três tendões artificiais de forma igual, executando o movimento de fechar os dedos, representado em Figura 44, “B”. Porém, se existir um obstáculo que impeça o dedo médio de se movimentar, o eixo mecânico, ao ser puxado pelo servomotor, tentará puxar todos os tendões igualmente, mas como o tendão artificial do dedo médio está travado, o eixo irá fazer um movimento angular, permitindo que o tendão unido dos dedos mínimo e anelar continuem se movimentando até encontrarem algo que os impeça. Caso haja algum obstáculo para o dedo anelar, o tendão dos dedos irá deslizar entre as passagens do eixo mecânico que está ligado permitindo a movimentação contínua do dedo, representado na Figura 44, “C”. Assim é possível ter uma pega mais próxima à que a mão humana pode exercer, tornando possível que os dedos sejam compatíveis com objetos de diferentes geometrias. Foi feito um filete esférico de raio 0,80 mm em

torno das passagens que conectam os tendões ao eixo mecânico de forma a reduzir o atrito e facilitar o deslizamento do tendão unido do dedo mínimo e anelar, representado na Figura 44, “D”.

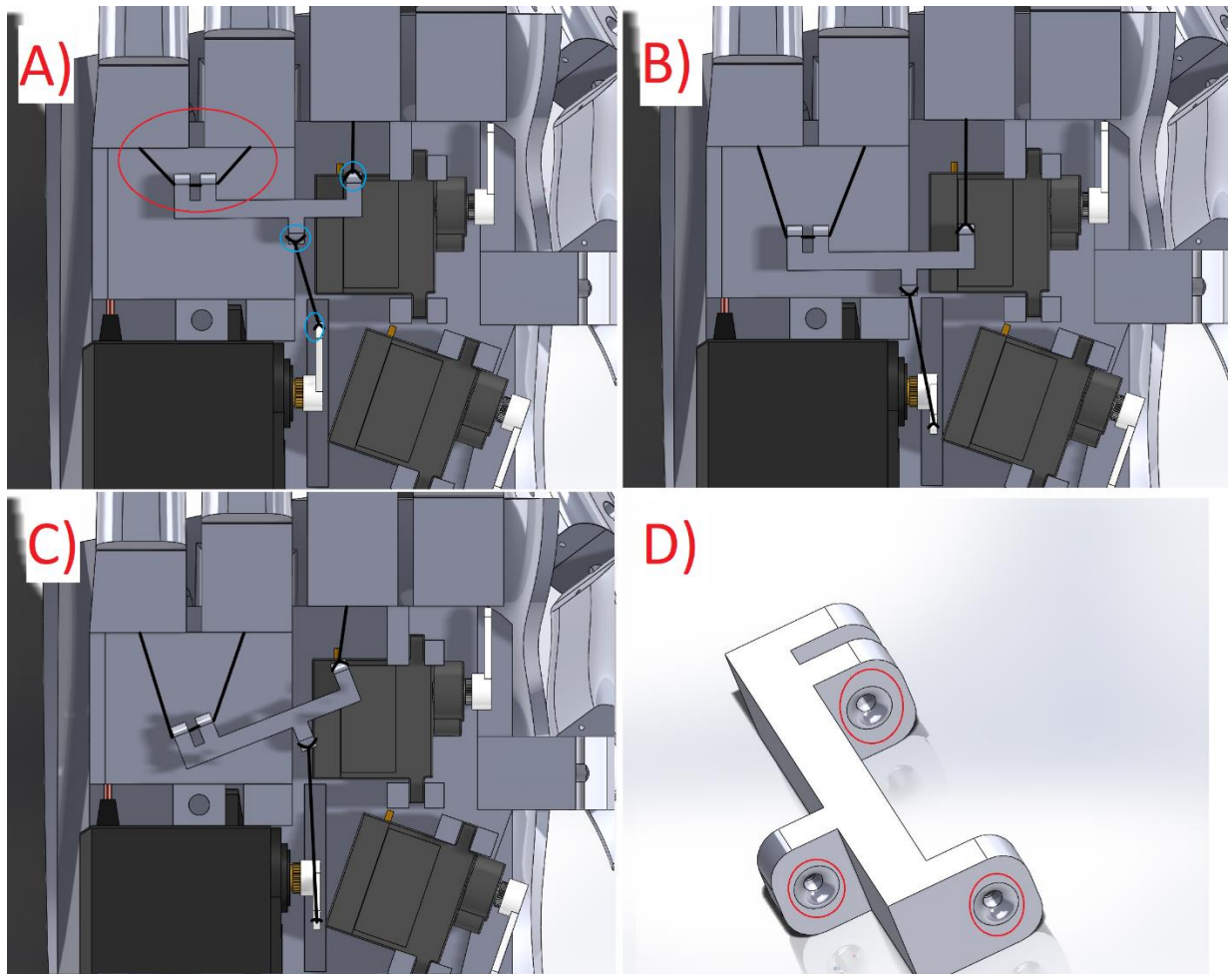


Figura 44: Funcionamento do sistema de tendão triplo com eixo mecânico.; A) Conexões dos tendões ao eixo mecânico, destacando o ligamento do tendão unido do dedo mínimo e anelar em vermelho; B) Movimento do sistema quando não há obstáculos nos dedos; C) Movimento do sistema quando o dedo indicador encontra um obstáculo; D) Filete esférico criado para reduzir atrito do eixo com os tendões.

5.1.1.8. Base para o microcontrolador

Devido ao fato de que todos os componentes apresentados anteriormente estão posicionados na superfície da base da palma, o espaço para o microcontrolador ficou comprometido. Desta forma foi criada uma base suspensa, acima dos demais componentes, abrindo espaço para que o microcontrolador pudesse ser acoplado, sem afetar o funcionamento dos outros componentes da mão biônica. O melhor espaço não utilizado que o microcontrolador se adequaria, é a parte em cima do servomotor maior, e do sistema de tendão triplo, indicado na Figura 45, “A” e “B”, circulado em vermelho. Esta posição para a base do microcontrolador permite também executar a função de proteger e assegurar que o sistema de tendão triplo não saia da sua área de funcionamento por cima durante seu funcionamento, como mostrado na Figura 45, “C”, circulado em vermelho.

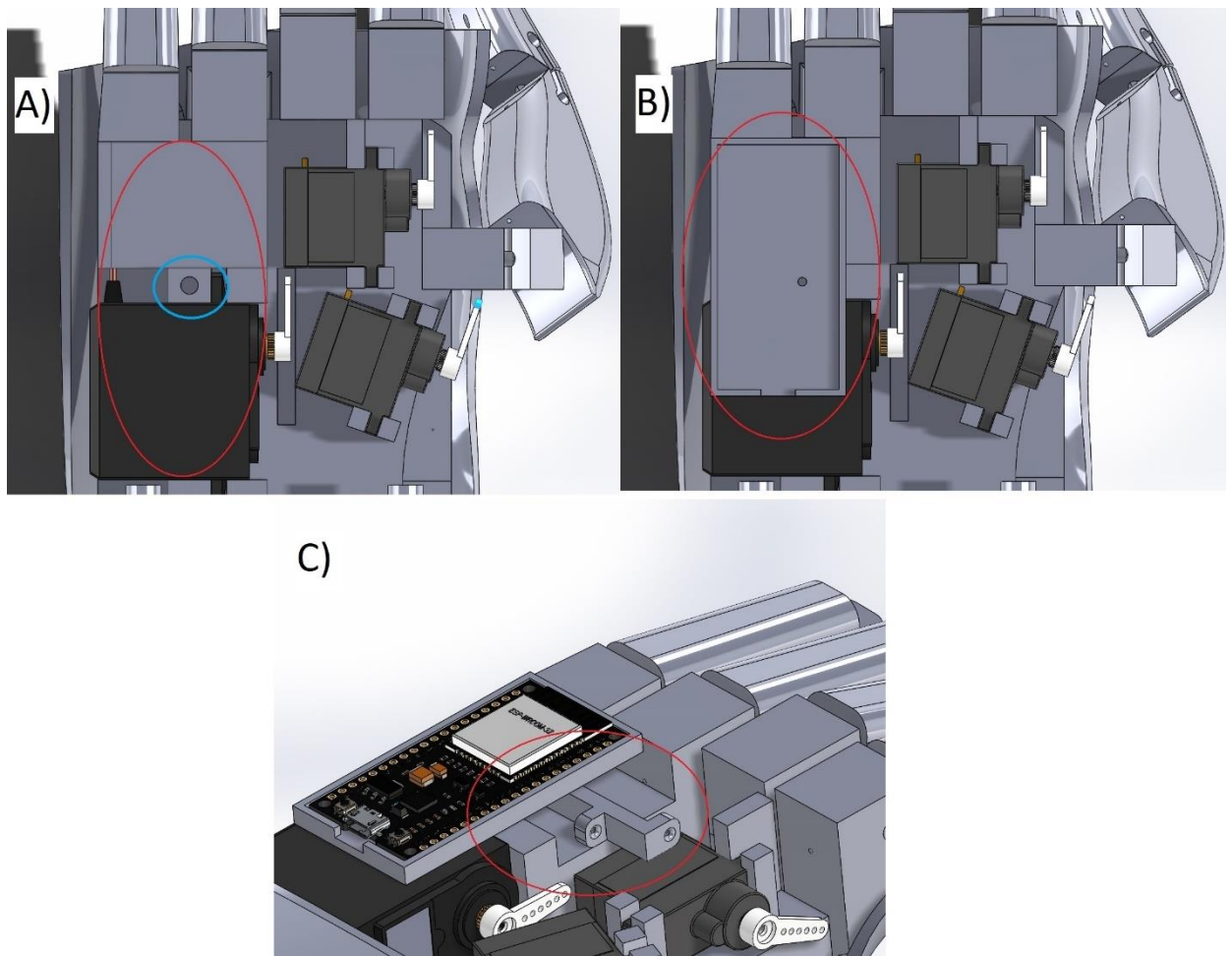


Figura 45: Espaço para o microcontrolador representado em A); Base do microcontrolador posicionado, representado em B); Proteção para o sistema de tendão triplo criada pela base do microcontrolador, representado em C).

Para a fixação da base do microcontrolador na posição desejada, foi necessário criar um pino de encaixe em um dos apoios do servomotor, indicado na Figura 46, “A”. Este pino é fixado à base da palma por um parafuso de 1 mm de diâmetro (Figura 46, “B”), obtendo uma forma segura, de fácil montagem e acesso, ao sistema de tendão triplo.

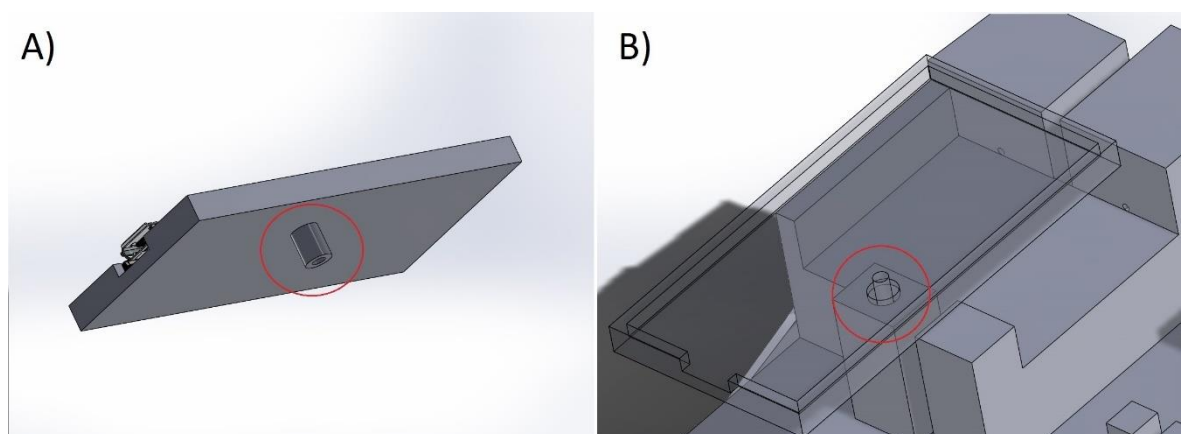


Figura 46: Pino da base do microcontrolador representado em A); Encaixe do pino da base do microcontrolador no apoio do servomotor, representado em B).

6. Custos

A impressão dos componentes foi simulada no Cure 4.4, para ter uma estimativa do tempo de produção de um protótipo e a quantidade de filamento necessário para serem impressas todas as partes que devem ser produzidas por este método de manufatura.

Tabela 2: Tempo de produção e quantidade de filamento de cada componente

Peça	Tempo de Impressão	Metro de filamento
Base da Palma	20 h e 41 min	10,43 m
Base do Microcontrolador	1 h e 25 min	0,69 m
Tampa da Palma	10 h e 48 min	5,66 m
4 x Dedo	5 h e 11 min	2,65 m
Eixo de Tendão Triplo	0 h e 21 min	0,16 m
Suporte para Mão Biônica	13 h e 29 min	9,38 m
Total	50 h e 55 min	28,97 m

Fonte: Elaborado pelo autor, 2020.

O custo do protótipo foi estipulado a partir do preço dos componentes em Portugal. As impressões foram calculadas de acordo com os valores disponibilizados pelo FabLab do IPB, sendo o custo de utilização da impressora 3D de €15,00/h + €5,00 de preparação da máquina. O custo do filamento de PLA foi estimado em €15/kg. A Tabela 3 descreve os custos aproximados para a produção de um protótipo, representando um montante de 788,56€.

Tabela 3: Custos do Protótipo

Componente	Custo (€)
Componentes em 3D	760,00
Microcontrolador ESP32	16,90
Servomotor MG995	7,86
2 x Servomotor micro MG90S	3,80
Total	788,56

Fonte: Elaborado pelo autor, 2020.

O custo real dos componentes 3D, dado o tempo de utilização da máquina (mais de 50 horas) pode ser significativamente reduzido após análise pelos responsáveis do laboratório ou de uma empresa comercial.

7. CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Essa dissertação tem como objetivo a concepção de um protótipo de um braço biônico low cost, automatizado, para deficientes que não possuem acesso à essa tecnologia a qual pretende melhorar a qualidade de vida, autoestima e colaborar com a inclusão social. Os objetivos englobavam a elaboração do projeto, construção do protótipo e análise da viabilidade dos seus mecanismos. Além da elaboração de um sistema inovador de junta flexível e de um sistema de tendões controlados por um único servo, para movimento dos dedos da prótese. Entretanto, devido à pandemia do Covid-19, infelizmente não foi possível realizar o experimental para validação do projeto sendo somente feito a parte conceitual.

Portanto, conclui-se que, é possível a criação de uma prótese parcialmente feita toda em impressora 3D, capaz de simular movimentos básicos de uma mão humana, possuindo uma maior naturalidade no movimento utilizando apenas três servomotores e um sistema de um único servo movimentar

três dedos simultaneamente, com esta naturalidade. É possível também a implantação de juntas flexíveis feitas de material 3D flexível, eliminando a utilização de pinos e materiais que não possam ser impressos.

Como sugestão para trabalhos futuros, faz-se necessário a impressão do corpo da prótese, para que determinações mais detalhadas sejam averiguadas e validadas. Em seguida, sugere-se a confecção de corpos de prova dos materiais estudados para a junta flexível, para que possam ser feitos estudos mais detalhados como de cargas cíclicas para definir a durabilidade de cada junta ao dobrar-se repetidas vezes, além de poder validar a execução do projeto da junta flexível proposta. Será necessário estudos e testes de capacidade dos servomotores para estimar o quanto de peso a mão biônica consegue suportar e se é seguro para os objetos que uma pessoa seguraria no seu dia a dia, bem como testar fisicamente os servomotores escolhidos para estudo, e caso não exerçam o seu trabalho corretamente, será necessário a substituição para um novo que atenda os requisitos para movimento da prótese. Sugere-se também, após a confecção da prótese, criar um suporte para fixar a mão biônica ao corpo dos pacientes, bem como testá-la com a utilização dos sensores de eletromiografia para o acionamento do sistema através das leituras eletromiográficas do paciente.

REFERÊNCIAS

- 3D Printing from Scratch. (22 de Janeiro de 2020). *Types of 3D printers or 3D printing technologies overview*.
Obtido de 3dprintingfromscratch: <http://3dprintingfromscratch.com/common/types-of-3d-printers-or-3d-printing-technologies-overview/>
- Abrar, M. (2019). Interfacing a Servomotor With Arduino Uno Microcontroller. *International Journal of Recent Scientific Research*, 31010-31014.
- Alkhatib, F., Mahdi, E., & Cabibihan, J.-J. (2019). Design and Analysis of Flexible Joints for a Robust. *IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 784-789.
- Alves, D. L. (2017). *Impressão 3D e a Sua Crescente Relevância na Propriedade Intelectual*. Porto Portugal: Faculdade de Direito | Escola do Porto.
- ASTM International. (August de 2017). *Additive Manufacturing Overview*. West Conshohocken, PA, USA: ASTM International. Obtido de <https://www.astm.org/industry/additive-manufacturing-overview.html>

- Aviles Sanchez, O. F. (2008). *Desenvolvimento de sistema de prensão para utilização em dispositivos roboticos*. Campinas, SP, Brasil: [s.n.]. Obtido em janeiro de 2020, de <http://repositorio.unicamp.br/jspui/handle/REPOSIP/265003>
- Banco da Saude. (22 de 12 de 2014). Amputado recebe prótese que controla com o cérebro. *Noticias de Saude*, pp. 1-3.
- Blog do Adesivo Industrial Henkel. (5 de 2019). *Manutenção, reparo e revisão*. Obtido de Guia de aplicações de adesivos para motores elétricos: <http://blogadesivoindustrial.com/index.php/manutencao-reparo-e-revisao/guia-de-aplicacoes-de-adesivos-para-motores-eletricos-e-geradores/?lang=pb>
- Boccolini, F. (1990). *Reabilitação: amputados, amputações e próteses*. São Paulo, Brasil: Livraria e Editora Robe.
- Bontrager, K. L., & Lampignano, J. P. (2015). *Tratado de Posicionamento Radiografico e Anatomia Associada*. Brasil, Rio de Janeiro, Rj.: © 2015 Elsevier Editora Ltda. Tradução da 8ª Edição. Obtido de Kenneth L. Bontrager.
- Camargo. (2008). *Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores*. Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.: Dissertação de Mestrado.
- Carvalho, G. L. (2004). *Proposta de um método de projeto de prótese de membros superiores com a utilização da engenharia e análise do valor*. Dissertação de Mestrado, Escola Politecnica da Universidade de São Paulo, São Paulo.
- Clement, R., Bugler, K., & Oliver, C. (2011). *Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations*. Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations.: The Surgeon, volume 9.
- Costa, R. M. (s.d.). *Adaptação do Usuário de Próteses Mioelétricas: Implicações na Aprendizagem de Movimentos da Mão*. Espírito Santo, : Universidade Federal do Espírito Santo.
- Cruz, G. G. (2017). *Classificação dos Movimentos da Mão Baseados na Aquisição não INvasiva de Sinais Mioelétricos Provenientes dos Músculos do Antebraço Através de Redes Neurais Artificiais*. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Engenharia Eletrônica), Florianópolis.
- Cunha, F. L. (2002). *Mão de São Carlos, uma prótese multifuncional para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores*. São paulo: Universidade de São Paulo. Obtido em 09 de 2019, de <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-13032006-124951/pt-br.php>
- Day, D. S. (2002). Important factors in surface EMG measurement. *Bortec Biomedical Ltd Publishers.*, 1-17.
- Erickson, K. T. (1996). Programmable Logic Controllers. *Missouri University of Science and Technology*, 14-17.
- Espressif Systems. (october de 2016). *ESP32 Datasheet*. Obtido em 15 de dezembro de 2019, de Espressif: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32/hw-reference/esp32/get-started-devkitc.html>
- Fernandes, F., Luft, C., & Guimarães, F. (1992). *Dicionário Brasileiro Globo*. Rio de Janeiro: Globo.

- Fernando Fontes. (2009). Pessoas com deficiência e políticas sociais em Portugal: Da caridade à cidadania social*. *Revista Crítica de Ciências Sociais*, 73-93. Obtido de Instituto Nacional de Estatística: <https://journals.openedition.org/rccs/233>
- filament2print. (01 de 2020). *TPE 82A FilaFlex - Datasheet*. Obtido de filament2print: <https://filament2print.com/gb/tpe/664-white-filaflex.html>
- Formlabs. (May de 2019). Obtido de The Ultimate Guide to Stereolithography (SLA) 3D Printing: <https://formlabs.com/blog/ultimate-guide-to-stereolithography-sla-3d-printing/>
- Galvão, P. A. (2016). *Fundamentos de Ergonomia - Pegas e Manejos*. Paraná: Universidade Federal do Paraná.
- Giraudet, G. (1978). *Iniciação À Aparelhagem dos Deficientes Físicos*. São Paulo: Organização Andrei Editora.
- Gome, G. G., Gomes, F. G., Ivan, T. M., Zapparoli, F. Y., Silva, G. P., Gíglío, C. A., & Verri, E. D. (2019). Construção de uma prótese mioelétrica de mão controlada por micromotores conectados a uma placa de arduino. 2(1).
- Iida, I. (2 edição, 2005). *Ergonomia Projeto e Produção*. SP-Brasil: Edgard Blücher .
- Joseph T. Belter, M. B., Segil, 1. J., Aaron M. Dollar, P. S., & Richard F. Weir, P. (November de 2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic. *JRRD*, pp. 599-618. Obtido de https://www.eng.yale.edu/grablab/pubs/Belter_JRRD2013.pdf
- Junior, E. A., Mello, G. A., & Imenes, M. P. (2016). Prótese Mioelétrica para Membro Superior. *Projeto de Monografia do Curso de Engenharia Mecânica da Universidade São Francisco*.
- Kapandji, A. I. (2000). *Fisiologia articular* (5ª ed.). Panamericana. Obtido em 12 de 08 de 2019, de Retro Robotics.
- Leddy, M. T., & Dollar, A. M. (26 de 8 de 2018). Preliminary Design and Evaluation of a Single-Actuator Anthropomorphic Prosthetic Hand with Multiple Distinct Grasp Types. *International Conference on Biomedical; Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, 1062-1069.
- Lehmann, K. S. (1986). *Krusen: Tratado de Medicina Física e Reabilitação*. São Paulo: Manoele, 1060 p.
- Mayer, P. R. (2018). *Projeto de Prótese Transradial de Baixo Custo com Sensores de Eletromiografia*. PORTO ALEGRE: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Arquitetura.
- MB, R., MS, H., & F, M.-Y. (2006.). *Techniques of EMG signal analysis:detection, processing, classification and applications*. Faculty of Engineering, Multimedia Universit ,Cyberjaya, Selangor, Malaysia: Biological Procedures.
- Medium. (24 de Janeiro de 2020). *Próteses Biônicas*. Obtido de <https://medium.com/tend%C3%A4ncias-digitais/pr%C3%B3teses-bi%C3%B4nicas-a909e8da8834>
- My3dconcepts. (April de 2017). *HOW 3D PRINTING WORKS?* Obtido de My3dconcepts: <http://my3dconcepts.com/explore/how-3d-printing-works/>

- MyoWare. (2015). *MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) DATASHEET*. Obtido em 04 de 2020, de <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>
- Nascimento, M. (04 de 2018). *Tipos de impressão 3D e os seus benefícios*. Obtido em 2020, de <https://3dlab.com.br/tipos-de-impressao-3d-e-beneficios/>
- Ogden, R. W. (1997). *Non-linear elastic deformations*. Chichester, England: Courier Corporation.
- Open Bionics. (18 de 02 de 2020). *ADA V1.1 ASSEMBLY INSTRUCTIONS*. Obtido de Open Bionics: <https://openbionicslabs.com/obtutoriais/ada-v1-assembly>
- Organização Mundial de Saúde, O. (2011). *Relatório mundial sobre a deficiência. (World Report on Disability)*. São Paulo: Governo do Estado São Paulo, Secretaria dos Direitos da Pessoa com Deficiência.
- Orthopaedics Clinic. (16 de 03 de 2015). *Assessment of the Amputee*. Obtido em 18 de Dezembro de 2019, de <https://clinicalgate.com/assessment-of-the-amputee/>
- Ottobock. (2019). *Ottobock, foward, together*. (Ottobock) Obtido em 12 de 10 de 2019, de Ottobock: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>
- Pacheco, A. d. (2013). *Avaliação do Fator de Concentração de Tensão Presente em um Reparo de Tubulação de Aço AISI316L*. Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro, Centro de Ciência e Tecnologia. Campos dos Goytacazes, RJ: Universidade Estadual do Norte Fluminense.
- Peixoto, A. M., Zimpel, S. A., Oliveira, A. C., Monteiro, R. L., Carneiro, & Gomes, T. K. (2017). *Prevalência de amputações de membros superiores e inferiores no estado de Alagoas atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015*. Trabalho realizado na Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas; Maceió (AL), Brasil.: Faculdade de Fisioterapia, Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas.
- Rocha, L. M. (2017). *O Valor Estético do Corpo do Desportista Deficiente*. Porto, Portugal: Faculdade de Desporto, Universidade do Porto.
- Rohringer, S. (Fevereiro de 2020). *Os 25 melhores filamentos para impressoras 3D de 2020*. Obtido de All3DP: <https://all3dp.com/pt/1/filamento-impressora-3d-comparacao-melhor-tipo/>
- Santos, E. A. (2009). *Dinamômetro Biomédico para Avaliação Funcional das Mãos*. ILHA SOLTEIRA/SP: Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho.
- Servo, D. S. (8 de 2019). *MG995 High Speed Metal Gear Dual Ball Bearing Servo* . Obtido de electronicoscaldas: https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf
- Servo, M. (8 de 2019). Obtido de MG90S DATASHEET: https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG90S_Tower-Pro.pdf
- Silveira, C. B. (08 de 2019). *citissystems*. Obtido de Servomotor: Como Funciona e Quais os Tipos: <https://www.citissystems.com.br/servo-motor/>
- Thomazini, D., & Albuquerque, P. (2006). *Sensores industriais – fundamentos e aplicações*. São Paulo: ed. Érica.

- Ultimaker. (2 de 2020). *Ultimaker Nylon - Datasheet*. Obtido de Datasheet Ultimaker Nylon: <https://ultimaker.com/download/74598/UM180821%20TDS%20Nylon%20RB%20V10.pdf>
- Wald, J. &. (2004). *Psychological factors in work-related amputation: considerations for rehabilitation counselors*. Vancouver, Canada: Journal of Rehabilitation, 70(4), 6-15.
- Zamaro, L. A. (27 de 03 de 2017). *Sinais Analógicos e Digitais de um Sistema Embarcado: Visão Geral e Análise dos Sistemas Automotivos*. Obtido de OficinaBrasil: [https://www.oficinabrasil.com.br/noticia/tecnicas/sinais-analogicos-e-digitais-de-um-sistema-embarcado-visao-geral-e-analise-dos-sistemas-automotivos,](https://www.oficinabrasil.com.br/noticia/tecnicas/sinais-analogicos-e-digitais-de-um-sistema-embarcado-visao-geral-e-analise-dos-sistemas-automotivos)

ANEXOS

Anexo A: Base da mão

Anexo B: Tampa da Base da Mão

Anexo C: Suporte da Mão Biônica

Anexo D: Sistema de Tendão Triplo

Anexo E: Base do ESP32

Anexo F: Início do Dedo

Anexo G: Meio do Dedo

Anexo H: Ponta do Dedo

Anexo I: Início do Polegar

Anexo J: Ponta do Polegar

Anexo K: Junta Flexível do Início do Dedo

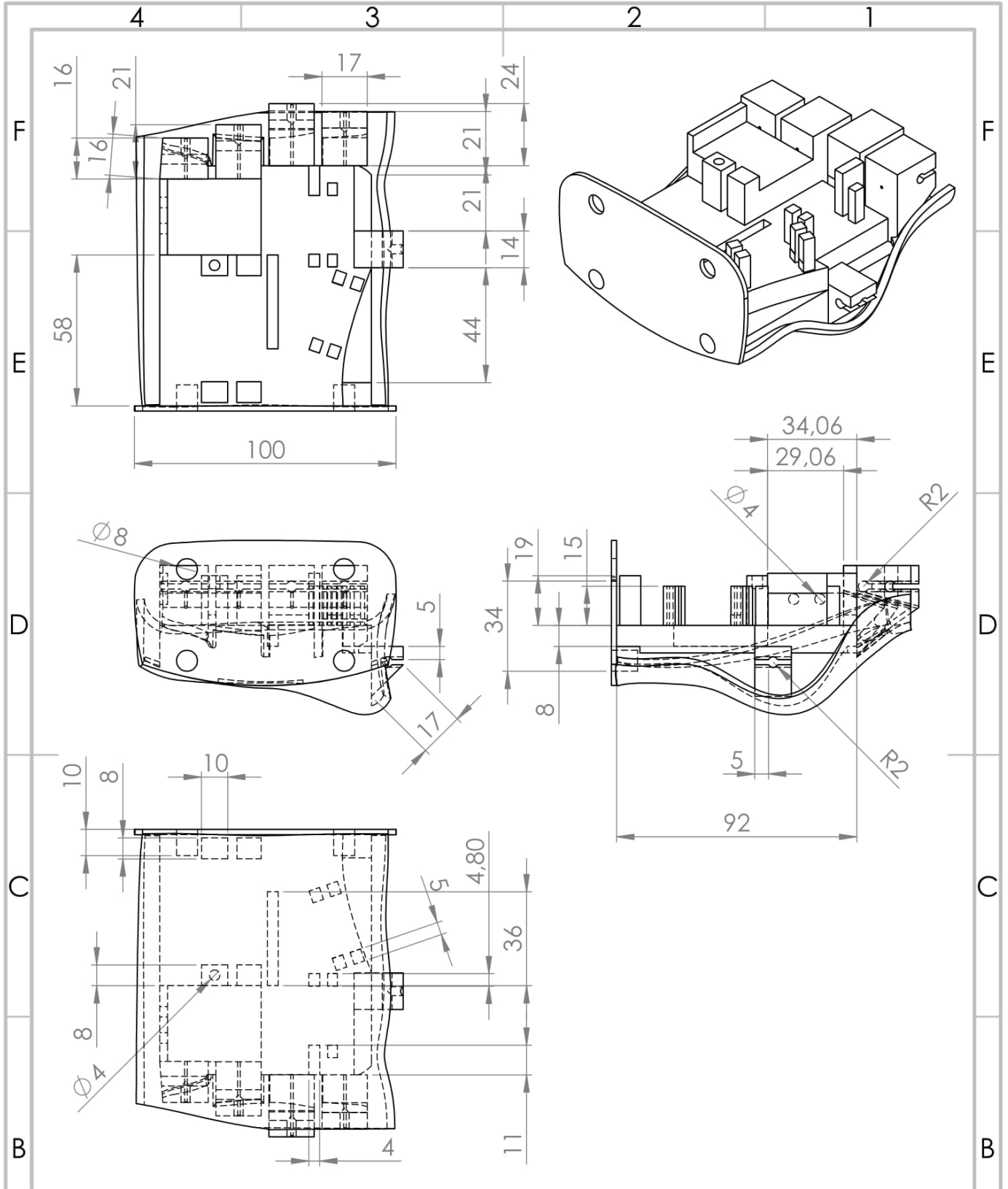
Anexo L: Junta Flexível do Meio do Dedo

Anexo M: Junta Flexível da Ponta do Dedo

Anexo N: Junta Flexível do Início do Polegar

Anexo O: Junta Flexível do Fim do Polegar

Anexo P: Montagem da Mão Biônica



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

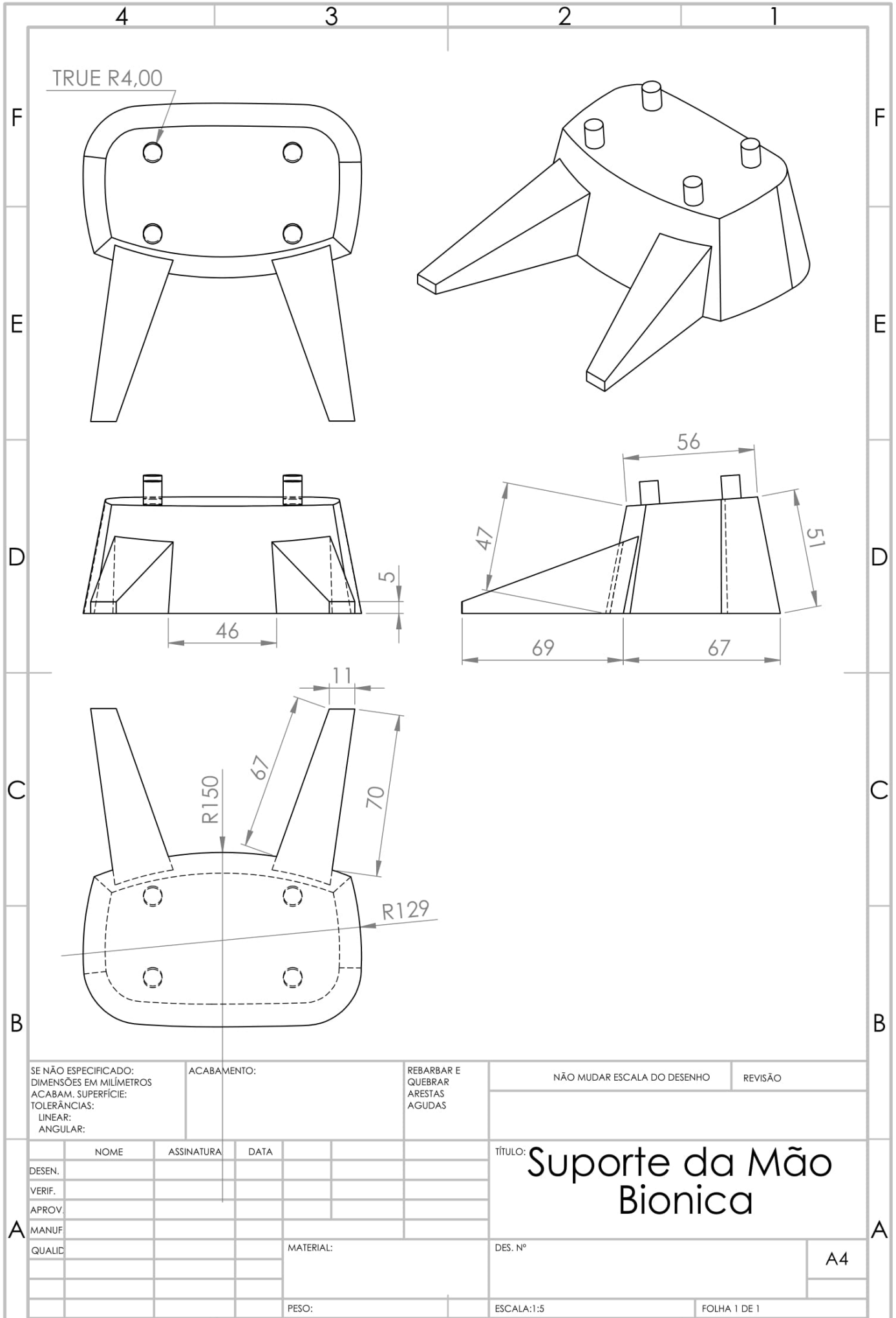
REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA
DESEN.			
VERIF.			
APROV.			
MANUF.			
QUALID.			
			MATERIAL:
			PESO:

TÍTULO:	<h1>Base da mão</h1>
DES. Nº	
ESCALA: 1:5	FOLHA 1 DE 1
	A4



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

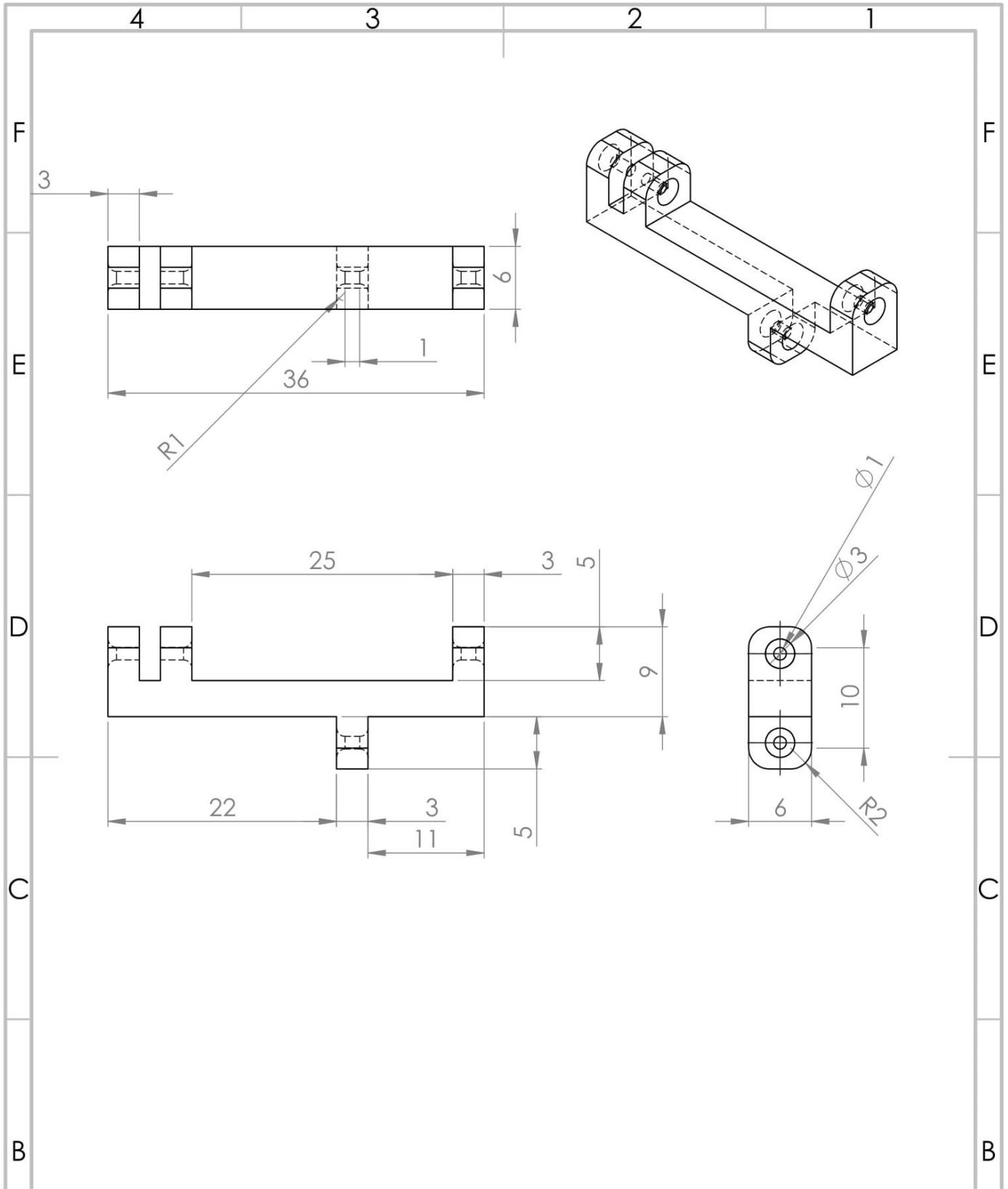
	NOME	ASSINATURA	DATA
DESEN.			
VERIF.			
APROV.			
MANUF.			
QUALID.			
			MATERIAL:
			PESO:

TÍTULO: **Suporte da Mão Bionica**

DES. Nº

ESCALA: 1:5

FOLHA 1 DE 1



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

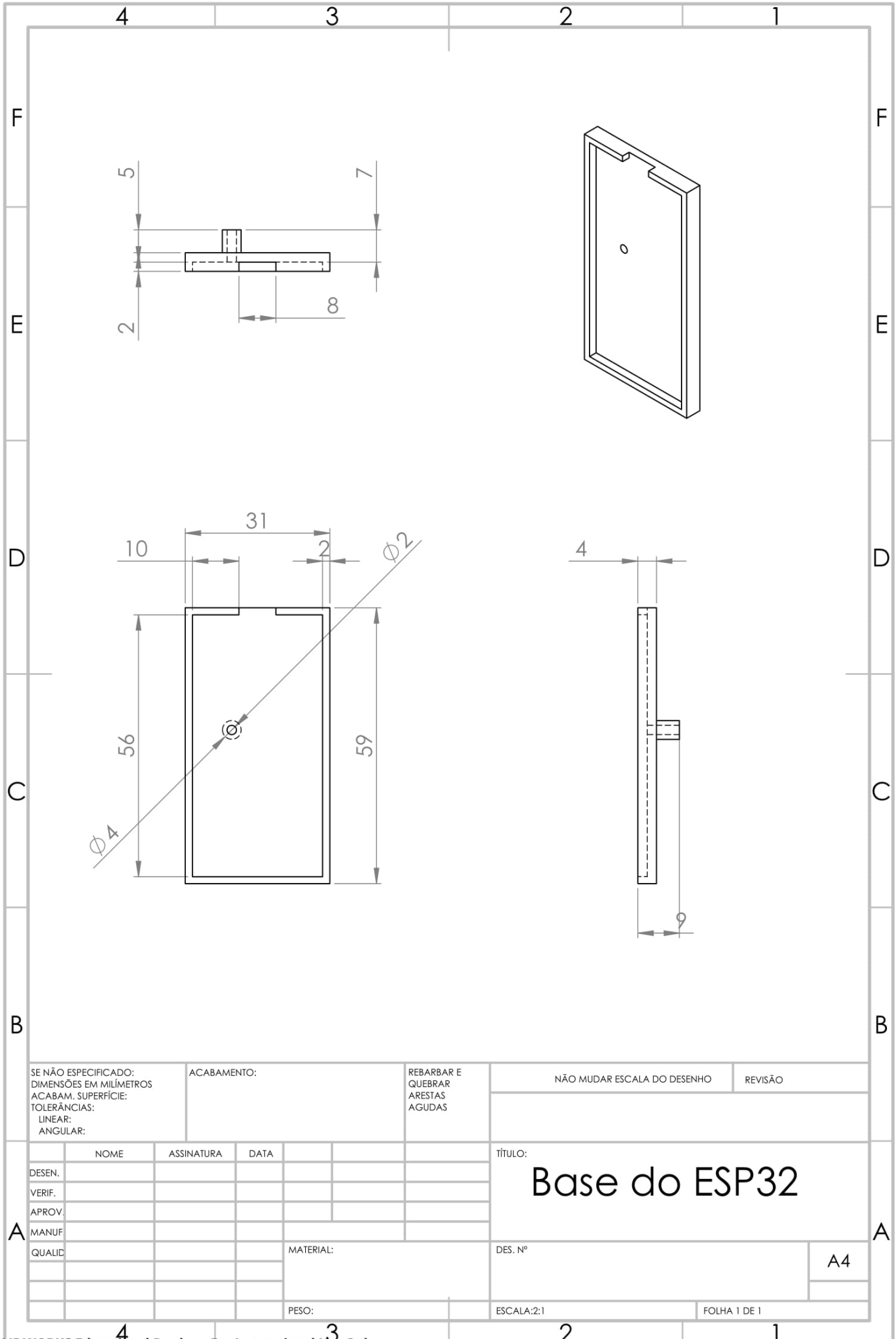
	NOME	ASSINATURA	DATA
DESEN.			
VERIF.			
APROV.			
MANUF.			
QUALID.			

TÍTULO:
Sistema de tendão

DES. Nº

ESCALA: 2:1

FOLHA 1 DE 1



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA
DESEN.			
VERIF.			
APROV.			
MANUF.			
QUALID.			

TÍTULO:
Base do ESP32

DES. Nº

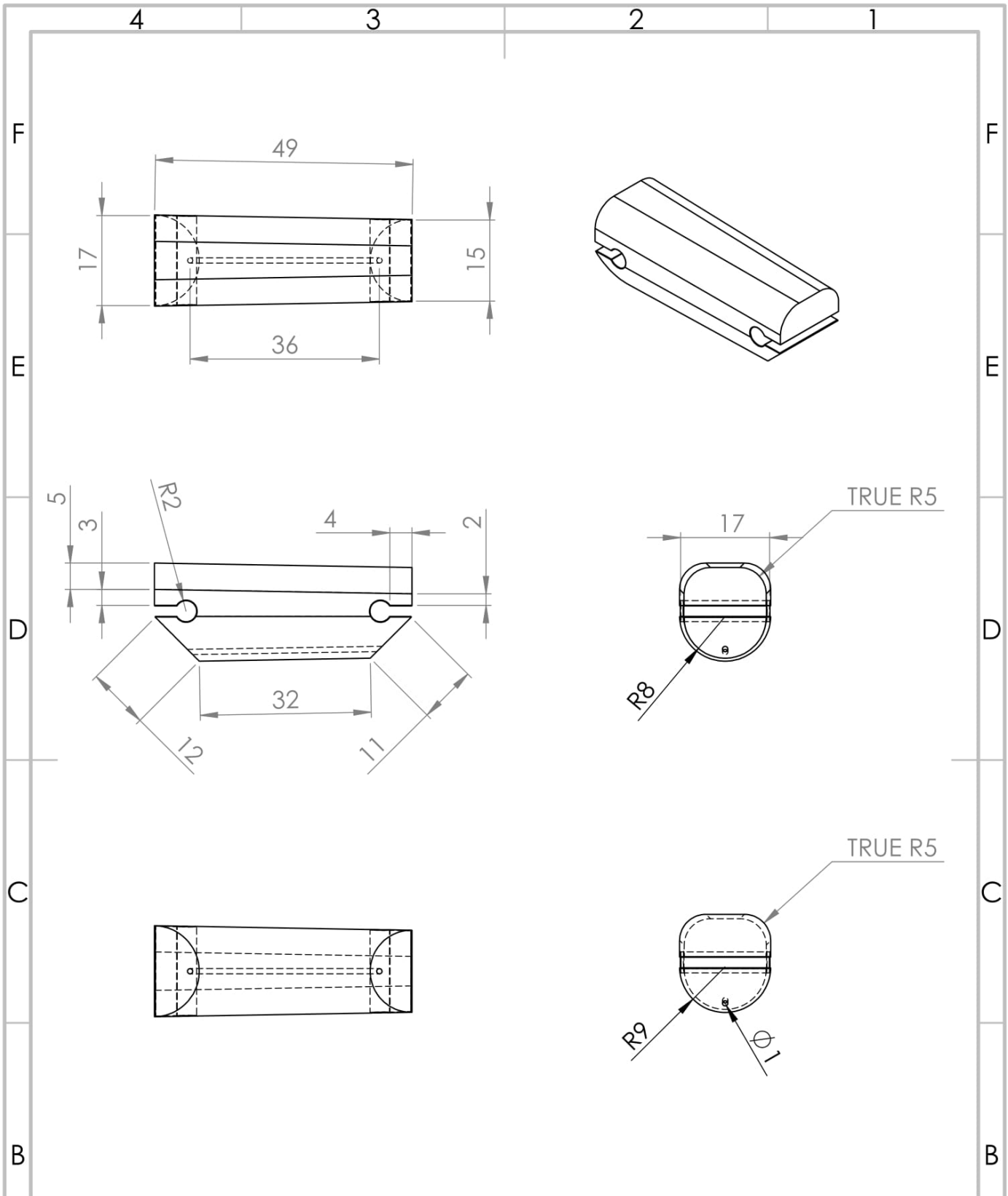
MATERIAL:

PESO:

ESCALA:2:1

FOLHA 1 DE 1

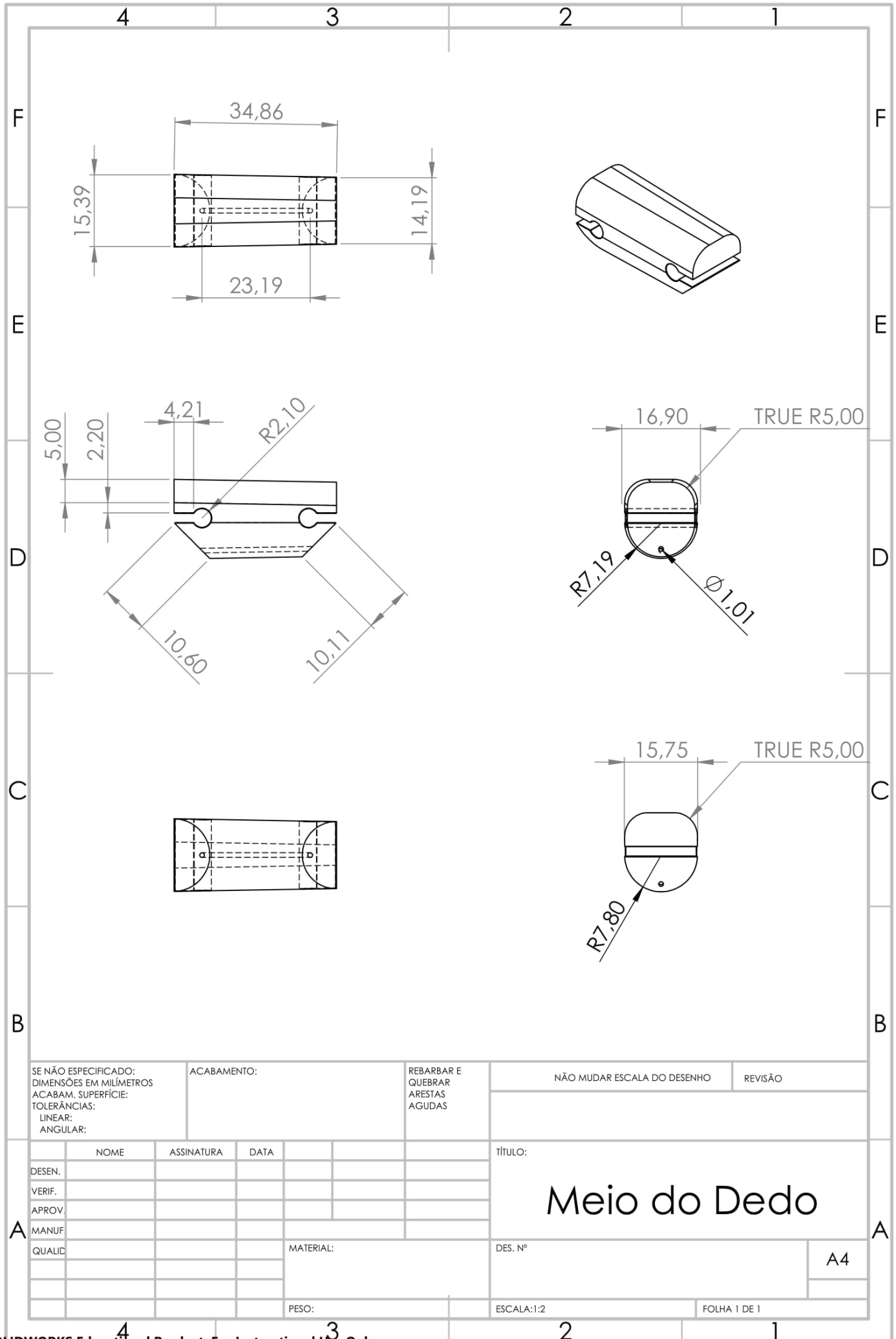
A4

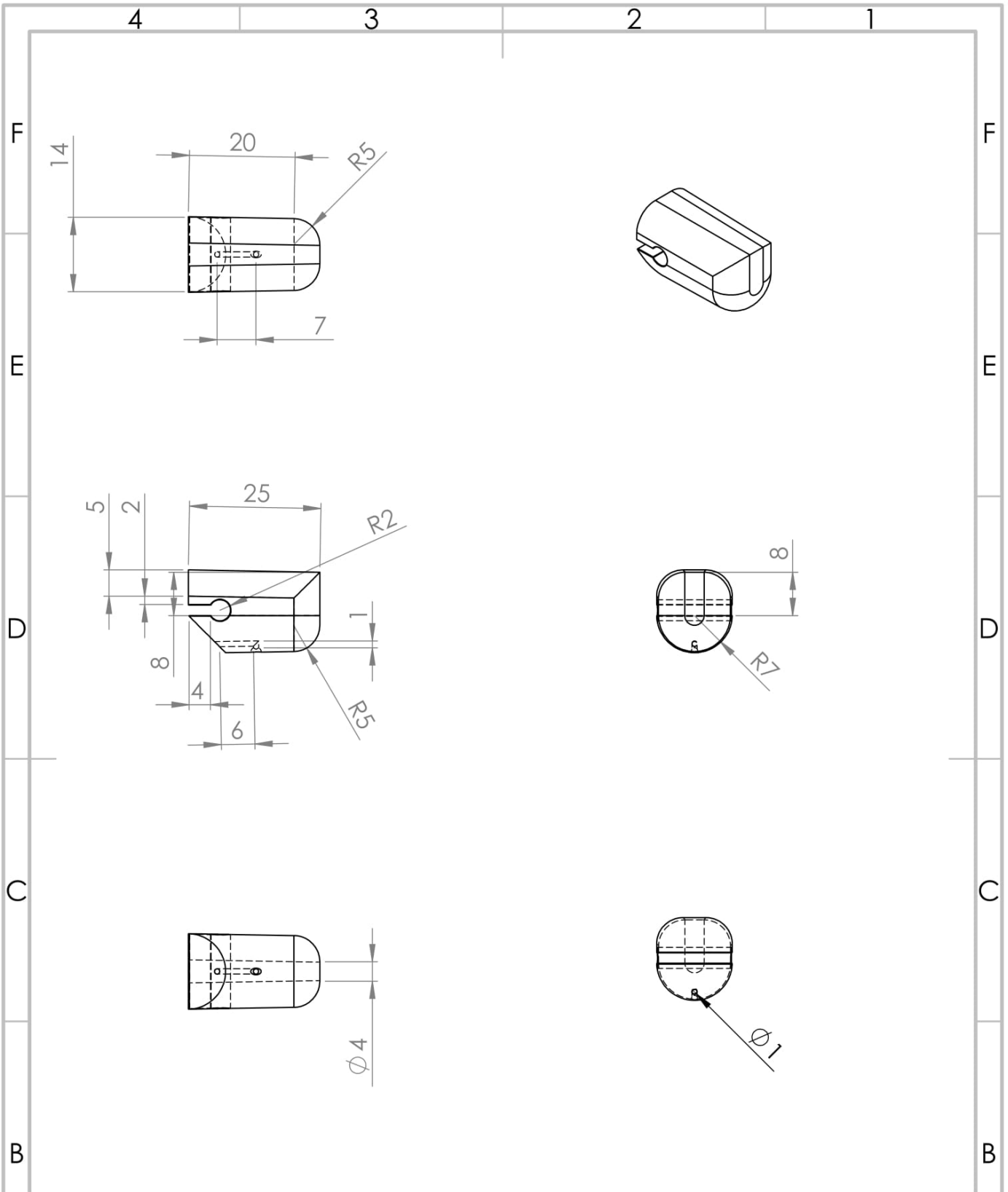


SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS
 ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:
 ACABAMENTO:
 REBARBAR E QUEBRAR ARESTAS AGUDAS
 NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO REVISÃO

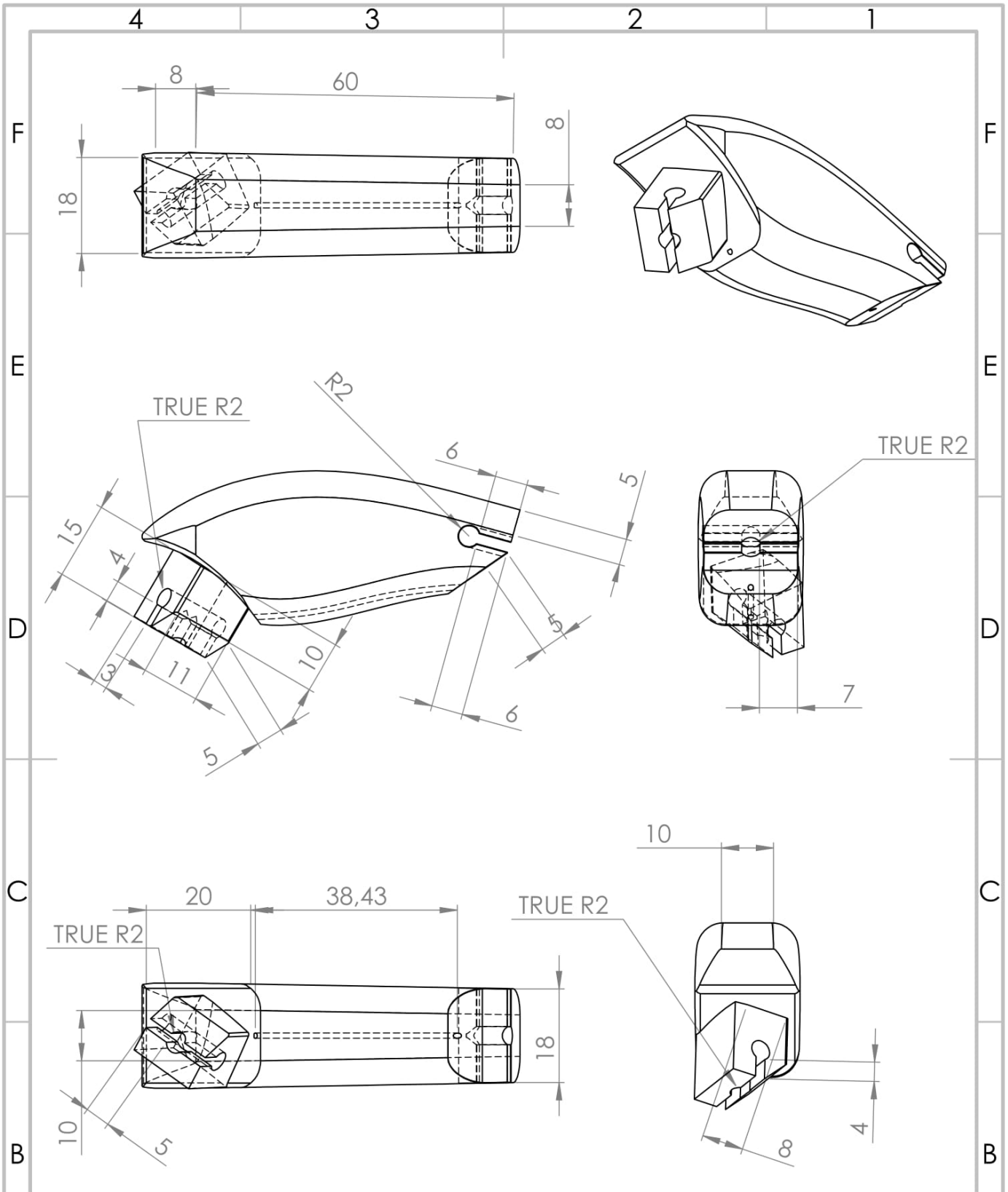
	NOME	ASSINATURA	DATA		
DESEN.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF.					
QUALID.				MATERIAL:	
				PESO:	

TÍTULO:
Início do Dedo
 DES. Nº
 ESCALA:1:2
 FOLHA 1 DE 1
 A4





SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:			ACABAMENTO:	REBARBAR E QUEBRAR ARESTAS AGUDAS	NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO	REVISÃO
DESEN.	NOME	ASSINATURA	DATA		TÍTULO: <h1>Ponta do Dedo</h1>	
VERIF.					DES. Nº	A4
APROV.				MATERIAL:	ESCALA:1:2	FOLHA 1 DE 1
MANUF						
QUALID				PESO:		



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

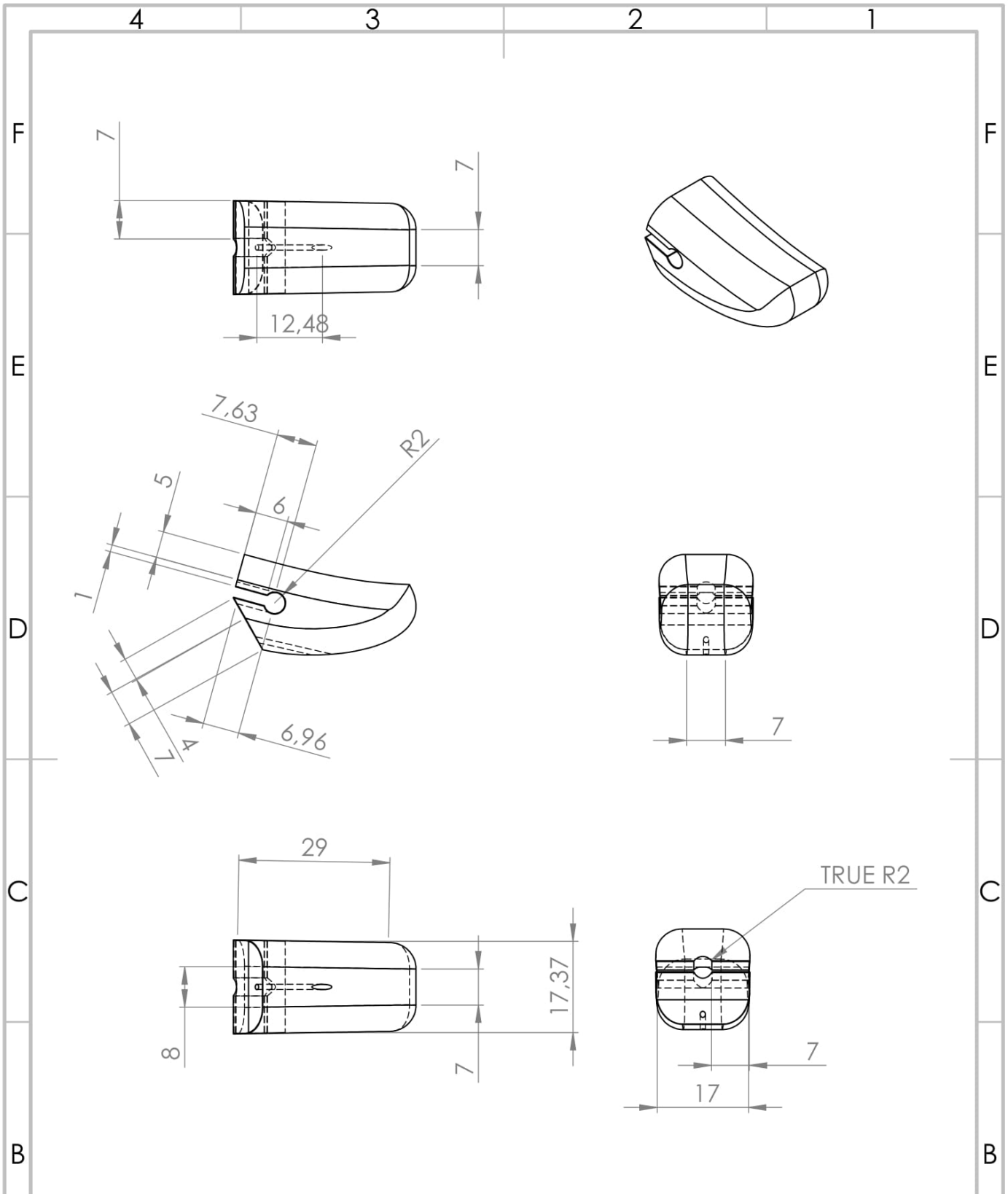
NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA		
DESEN.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF.					
QUALID.					
				MATERIAL:	
				PESO:	

TÍTULO:	<h1>Início do Polegar</h1>
DES. Nº	
ESCALA: 1:2	FOLHA 1 DE 1

A4



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA		
DESEN.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF.					
QUALID.					
				MATERIAL:	
				PESO:	

TÍTULO:

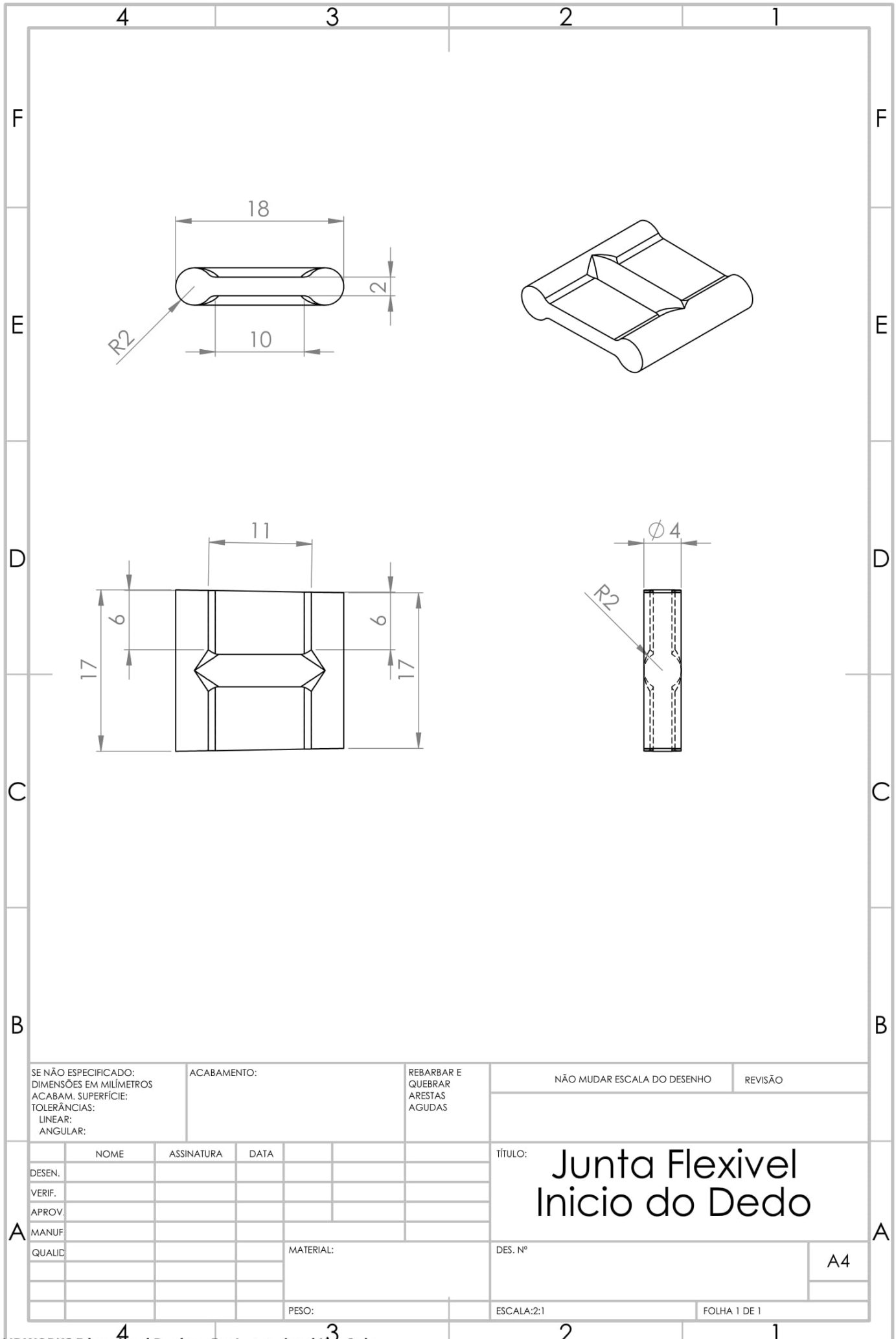
Ponta do Polegar

DES. Nº

A4

ESCALA: 1:2

FOLHA 1 DE 1



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA
DESEN.			
VERIF.			
APROV.			
MANUF.			
QUALID.			

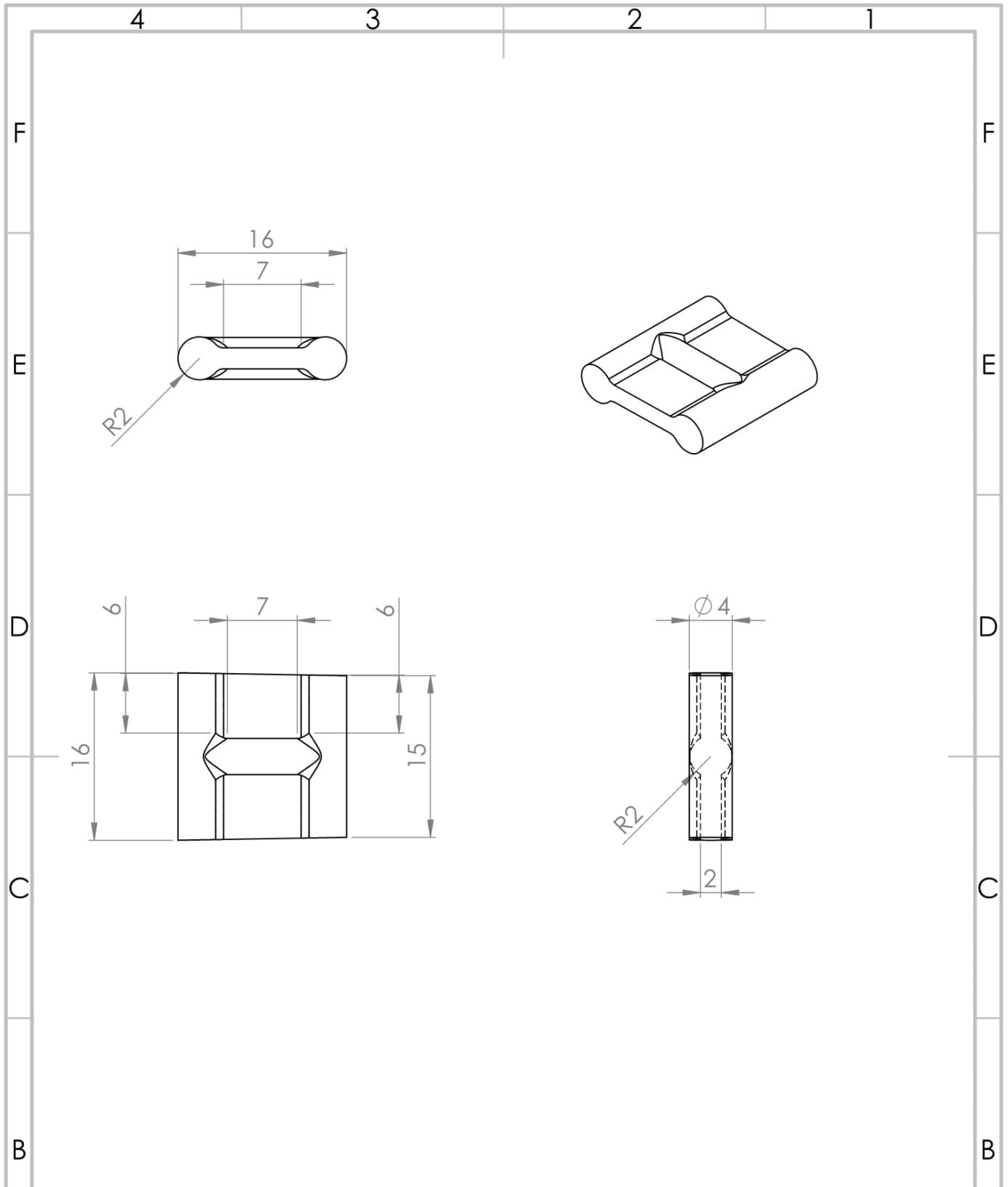
TÍTULO: **Junta Flexível Início do Dedo**

DES. Nº

ESCALA: 2:1

FOLHA 1 DE 1

A4



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA
DESEN.			
VERIF.			
APROV.			
MANUF			
QUALIC			

TÍTULO: **Junta Flexível do Meio do Dedo**

DES. Nº

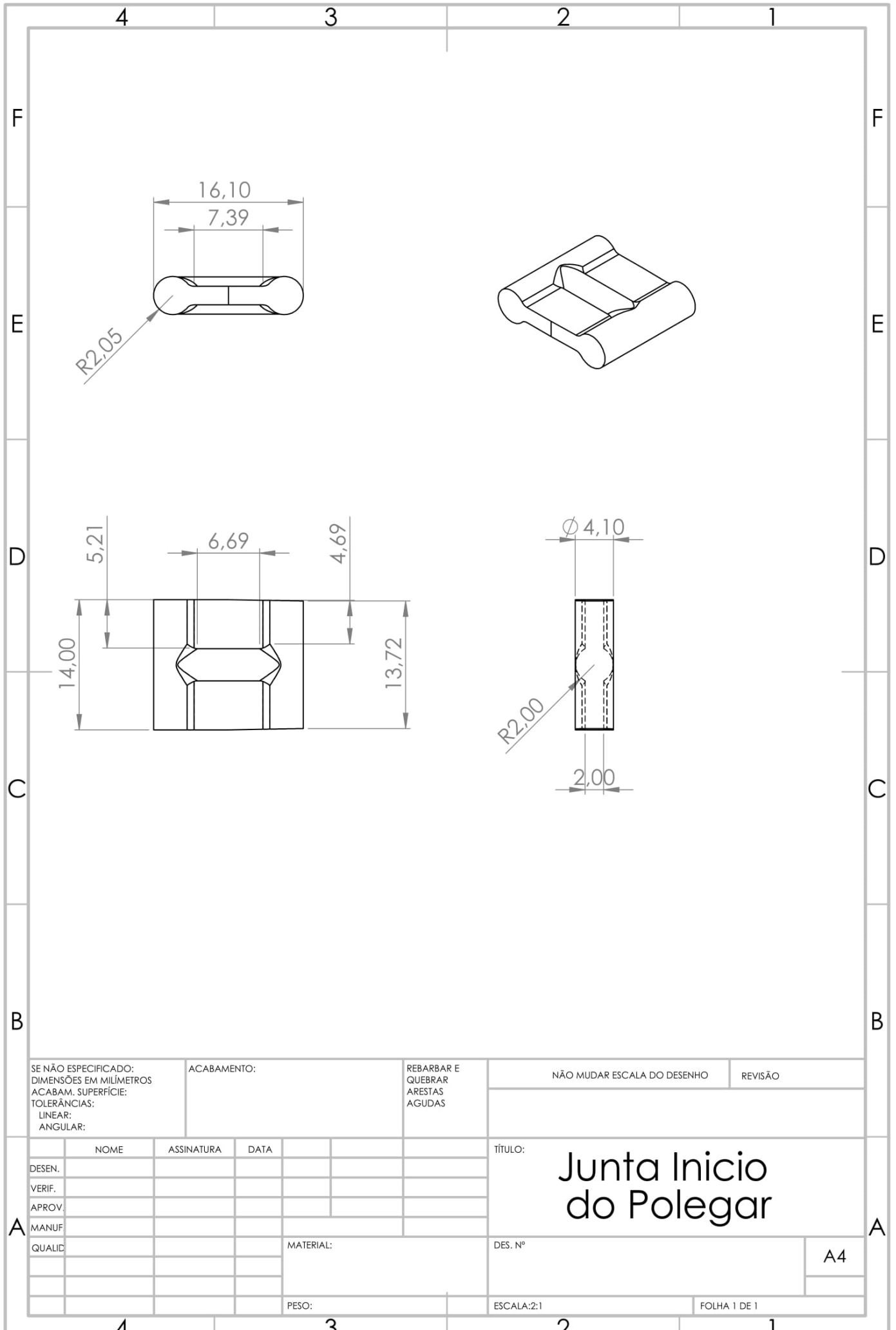
MATERIAL:

PESO:

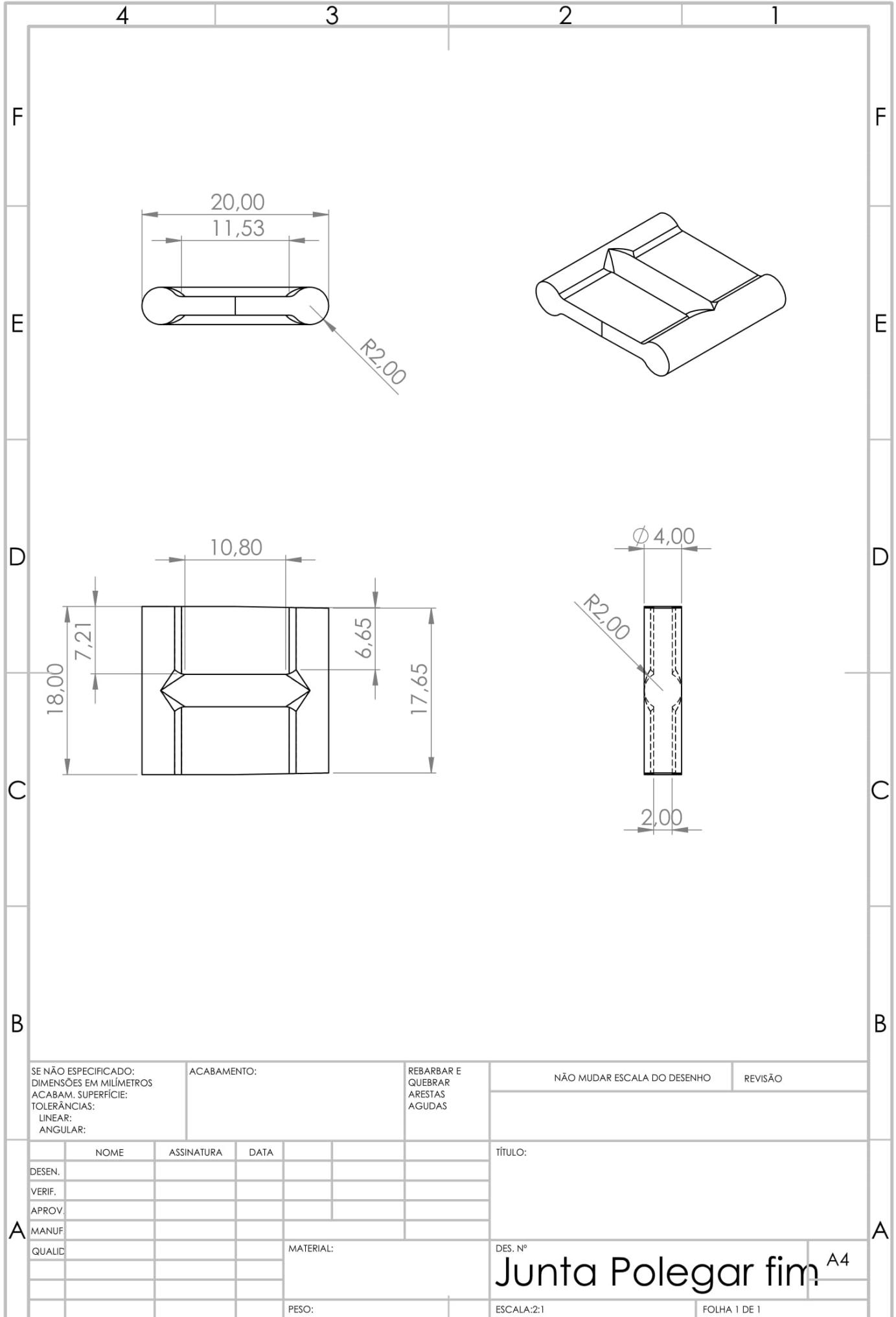
ESCALA: 2:1

FOLHA 1 DE 1

A4



SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:			ACABAMENTO:	REBARBAR E QUEBRAR ARESTAS AGUDAS	NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO	REVISÃO																									
<table border="1"> <thead> <tr> <th>NOME</th> <th>ASSINATURA</th> <th>DATA</th> <th></th> <th></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>DESEN.</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>VERIF.</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>APROV.</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>MANUF</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>					NOME	ASSINATURA	DATA			DESEN.					VERIF.					APROV.					MANUF					TÍTULO: Junta Início do Polegar	
NOME	ASSINATURA	DATA																													
DESEN.																															
VERIF.																															
APROV.																															
MANUF																															
QUALID			MATERIAL:	DES. Nº	A4																										
PESO:			ESCALA:2:1	FOLHA 1 DE 1																											

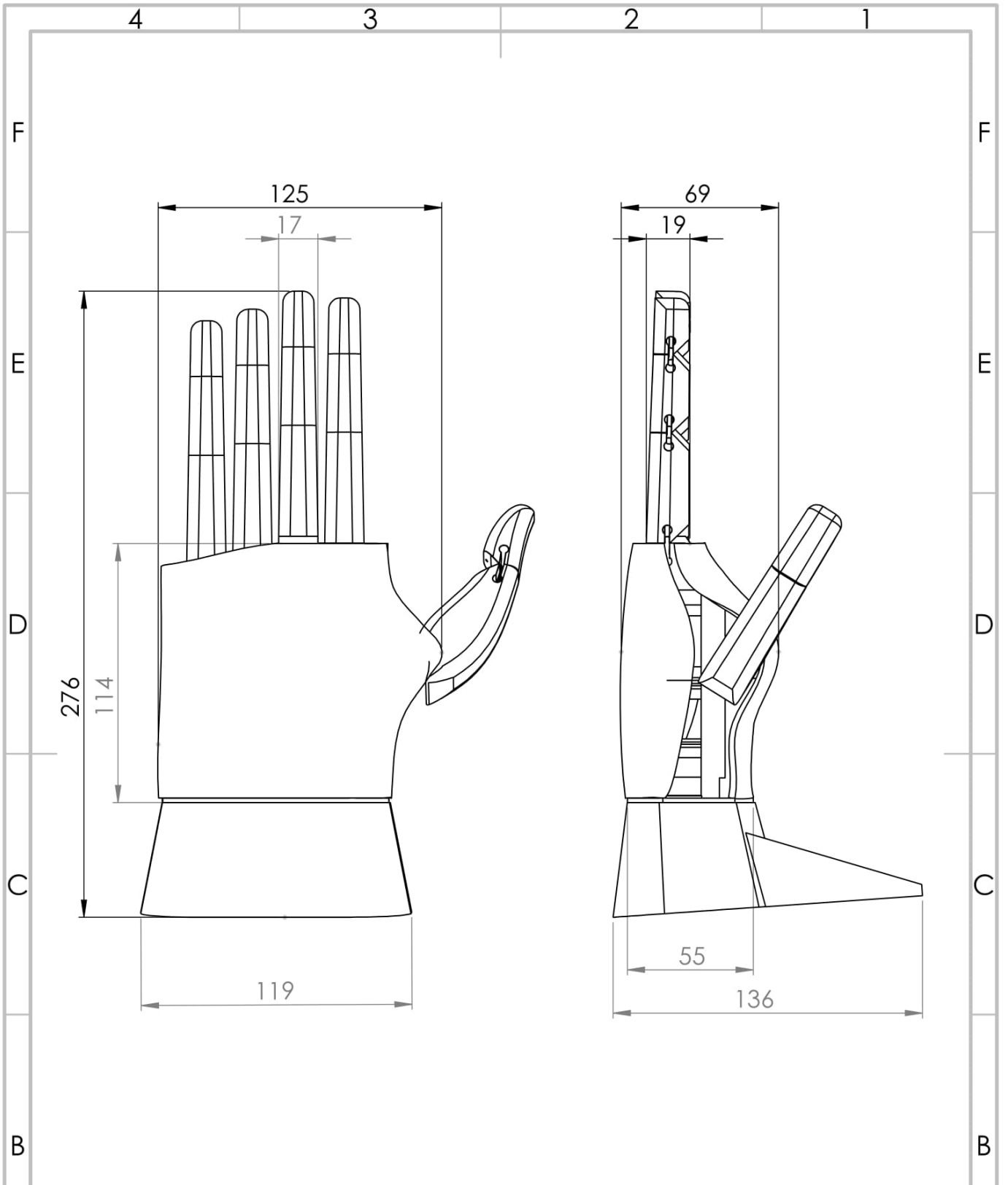


SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:	ACABAMENTO:		REBARBAR E QUEBRAR ARESTAS AGUDAS	NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO	REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA		
DESEN.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF					
QUALID				MATERIAL:	
				PESO:	

TÍTULO:	
DES. Nº	
Junta Polegar fim	
ESCALA: 2:1	FOLHA 1 DE 1

DES. Nº **Junta Polegar fim** A4



SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

REBARBAR E
QUEBRAR
ARESTAS
AGUDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA	
DESEN.				
VERIF.				
APROV.				
MANUF.				
QUALID.				

TÍTULO:

Montagem da Mão Bionica

DES. Nº

A4

MATERIAL:

PESO:

ESCALA:1:5

FOLHA 1 DE 1