

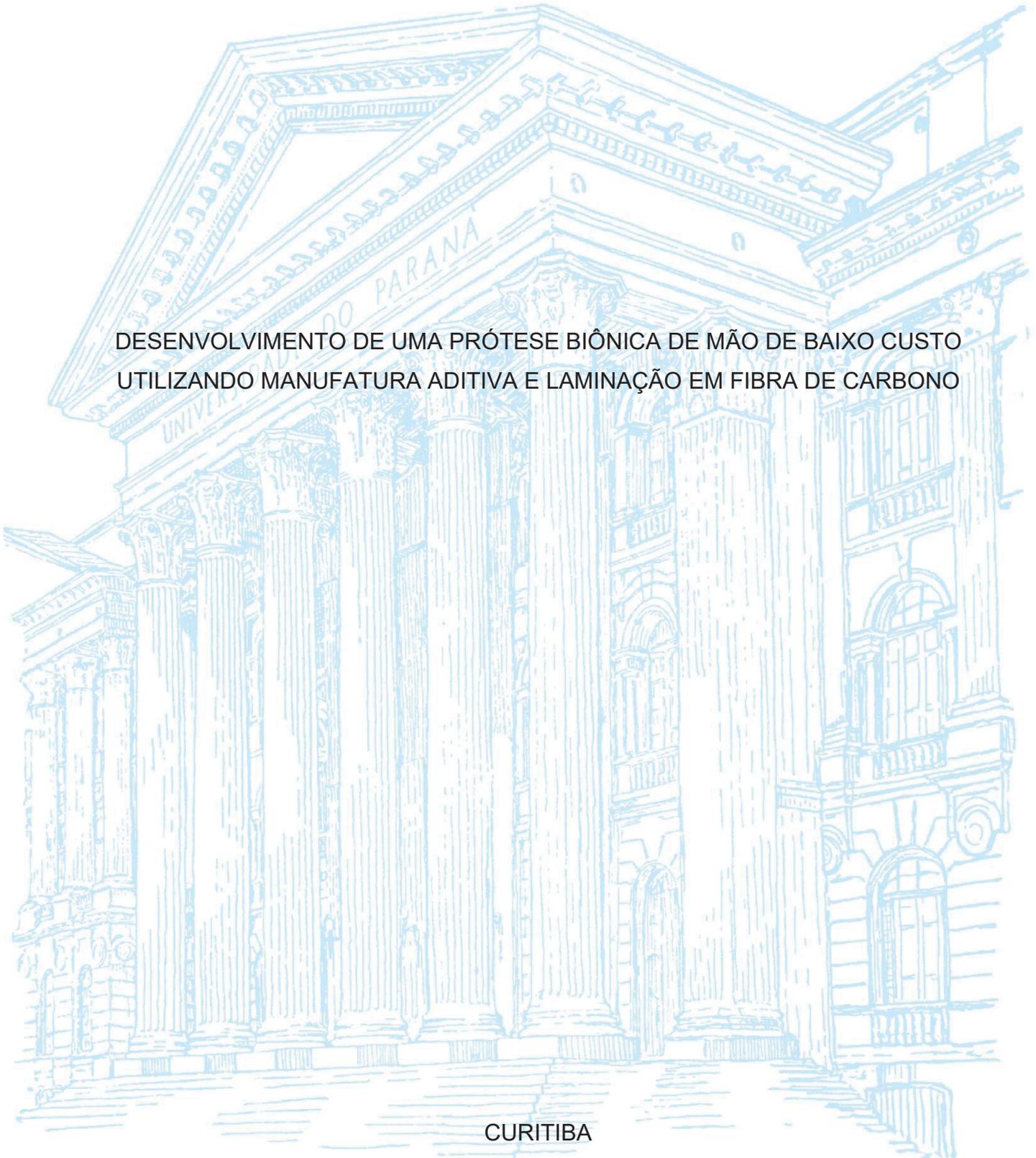
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

THIAGO LOPES QUEVEDO

DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE BIÔNICA DE MÃO DE BAIXO CUSTO  
UTILIZANDO MANUFATURA ADITIVA E LAMINAÇÃO EM FIBRA DE CARBONO

CURITIBA

2022



THIAGO LOPES QUEVEDO

DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE BIÔNICA DE MÃO DE BAIXO CUSTO  
UTILIZANDO MANUFATURA ADITIVA E LAMINAÇÃO EM FIBRA DE CARBONO

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira.  
Coorientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho.

CURITIBA

2022

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
SISTEMA DE BIBLIOTECAS – BIBLIOTECA CIÊNCIA E TECNOLOGIA

Quevedo, Thiago Lopes

Desenvolvimento de uma prótese biônica de mão de baixo custo utilizando manufatura aditiva e laminação em fibra de carbono / Thiago Lopes Quevedo. – Curitiba, 2022.

1 recurso on-line : PDF.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira.

Coorientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho.

1. Antropomorfismo. 2. Ergonomia. 3. Prótese (De mão). I. Pereira, Jucélio Tomás. II. Carvalho, Aparecido Augusto de. III. Universidade Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Bibliotecária: Roseny Rivelini Morciani CRB-9/1585



## TERMO DE APROVAÇÃO

Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação ENGENHARIA MECÂNICA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da tese de Doutorado de **THIAGO LOPES QUEVEDO** intitulada: **DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE BIÔNICA DE MÃO DE BAIXO CUSTO UTILIZANDO MANUFATURA ADITIVA E LAMINAÇÃO EM FIBRA DE CARBONO**, sob orientação do Prof. Dr. JUCÉLIO TOMÁS PEREIRA, que após terem inquirido o aluno e realizada a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua APROVAÇÃO no rito de defesa.

A outorga do título de doutor está sujeita à homologação pelo colegiado, ao atendimento de todas as indicações e correções solicitadas pela banca e ao pleno atendimento das demandas regimentais do Programa de Pós-Graduação.

CURITIBA, 13 de Outubro de 2022.

Assinatura Eletrônica

05/11/2022 15:48:43.0

JUCÉLIO TOMÁS PEREIRA

Presidente da Banca Examinadora

Assinatura Eletrônica

04/11/2022 08:23:08.0

MARIA LUCIA LEITE RIBEIRO OKIMOTO

Avaliador Interno (UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ)

Assinatura Eletrônica

06/11/2022 10:41:24.0

MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES

Avaliador Externo (UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO)

Assinatura Eletrônica

15/12/2022 18:23:39.0

ADALBERTO VIEIRA CORAZZA

Avaliador Externo (UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL)

Assinatura Eletrônica

03/11/2022 22:49:18.0

SAMUEL LEITE DE OLIVEIRA

Avaliador Externo (UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL)

## **AGRADECIMENTOS**

- A Deus e à minha família;
- Ao Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira, pelo apoio e orientação;
- Aos professores do programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFPR;
- Aos professores do programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UNESP, em especial aos professores Dr. Aparecido Augusto de Carvalho e Dr. Marcelo Augusto Assunção Sanches;
- Aos colegas de laboratório do LaSCom (UFPR), LAVIBS (UFPR) e LIEB (UNESP), por toda ajuda;
- Ao Dr. José Eduardo Gubaua e o Professor Me. Elcio Alteris dos Santos, pela análise do projeto;
- Ao engenheiro Marcos Cristaldo que, gentilmente, cedeu a primeira impressora 3D ao projeto;
- A engenheira Maria Camila Barbosa Farias Holanda e ao engenheiro Bruno Rodrigues Holanda, pela ajuda na implementação eletrônica e programação que foram fundamentais para o trabalho;
- A Dra. Vanessa Felipe de Souza, por todo auxílio que foi primordial ao desenvolvimento da prótese;
- À CAPES, pelo auxílio financeiro na forma de uma bolsa de pesquisa, recurso indispensável para o desenvolvimento deste trabalho; e
- Ao Programa Centelha/FUNDECT que, por meio da FINEP do CNPq e do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, disponibilizaram os recursos necessários para aquisição de equipamentos e materiais de consumo para o projeto.

## RESUMO

Nos últimos anos, tem ocorrido um grande avanço nas pesquisas voltadas à tecnologia assistiva e ao desenvolvimento de produtos para a reabilitação humana via manufatura aditiva. As próteses biônicas são exemplos dessa evolução. Elas abrangem desde conceitos e protótipos de plataformas *open source* com operações simples e mecânicas, até produtos com componentes eletrônicos cada vez mais sofisticados e comercializados por valores extremamente elevados. No entanto, a falta de interação entre o usuário e o projetista, somado a elevados custos de aquisição, faz com que essas próteses de mão sejam inacessíveis para a maioria dos usuários que necessitam destes dispositivos. Fatores como a falta de antropomorfismo, aliados às próprias limitações mecânicas e robóticas, como preensão, cinemática e o alto custo são fontes de desmotivação para o usuário, resultando em uma estimativa de que 70% dos usuários deixem de utilizar as próteses de alta tecnologia. O estudo aqui apresentado teve como objetivo desenvolver uma prótese de mão de baixo custo, definido neste como sendo limitado ao valor de até mil dólares. Para tanto, foi proposta uma metodologia capaz de aliar o antropomorfismo às funcionalidades mecânica e robótica, bem como à ergonomia, sendo estes os principais fatores de avaliação e desenvolvimento do produto. A fabricação dos modelos faz uso da manufatura aditiva, empregando o polímero acrilonitrila butadieno estireno, e a laminação em fibra de carbono, elemento este que contempla algumas das próteses mais onerosas do mercado mundial. O acionamento da mão biônica é realizado via captação de sinal mioelétrico. Após receber o sinal mioelétrico, o microcontrolador envia um comando para o conjunto de motorreductores, sendo todo esse processo baseado na elaboração de um código computacional. O projeto foi desenvolvido por etapas, iniciando pelo desenvolvimento mecânico do dedo protético com semelhanças antropomórficas e funcionais, quando comparado ao dedo humano, e culminando com o modelo completo da prótese de mão. Este modelo apresentou resultados preliminares promissores, inclusive quando submetido a testes com outras próteses. Nesse protótipo, foram inseridos componentes eletrônicos para controle, dentre os quais se destacam o potenciômetro, o microcontrolador e o servomotor. O acionamento foi realizado por meio de um sensor mioelétrico. Após a manufatura da palma da mão, foram inseridos os dedos com micro rolamentos, molas de torção e motorreductores para o acionamento das funções de preensão da mão. Ao final, o trabalho apresenta uma metodologia que possibilita projetar uma prótese biônica (mioelétrica) de mão, fabricada por meio de impressão 3D e fibra de carbono, com 14 graus de liberdade e seis movimentos programados de acionamento dos dedos, propiciando maiores acurácia e precisão na usabilidade ao usuário, quando comparado com os modelos analisados por meio de plataformas *open source*.

Palavras-chave: Tecnologia assistiva. Antropomorfismo. Ergonomia. Prótese de baixo custo. Sensor mioelétrico. Prótese de mão.

## ABSTRACT

In recent years, great advances have been made in research focused on assistive technology and the development of products for human rehabilitation via additive manufacturing. Bionic prostheses are examples of said evolution. They range from concepts and prototypes of open-source platforms with simple and mechanical operations, to products with increasingly sophisticated electronic components sold for extremely high values. However, the lack of interaction between user and designer, added to high acquisition costs, causes these hand prostheses to be inaccessible to the majority of users who need of these devices. Factors such as the lack of anthropomorphism, allied to the mechanical and robotic limitations, such as gripping and kinematics, are sources of demotivation for the user, resulting in an estimate 70% of users stopping using high-tech prostheses. The study presented here aimed to develop a prosthetic hand of low cost, defined herein as being limited to a value of up to one thousand dollars. Therefore, a methodology was proposed capable of allying anthropomorphism to the mechanical and robotic functionalities, as well as ergonomics, these being the key factors in product evaluation and development. The manufacture of models makes use of additive manufacturing, making use of the polymer acrylonitrile styrene butadiene, and carbon fiber lamination, an element that includes some of the most onerous prostheses in the world market. The Bionic hand activation is performed via myoelectric signal capture. After receiving the myoelectric signal, the microcontroller sends a command to the set of geared motors, this whole process being based on the elaboration of a computer code. The project was developed in stages, starting by the mechanical development of the prosthetic finger with anthropomorphic and functional similarities, when compared with the human finger, and culminating with the complete model of the hand prosthesis. This model presented promising preliminary results, including when subjected to tests with other prostheses. In this prototype, electronic components were inserted for control, among which the potentiometer, the microcontroller and the servo-motor may be highlighted. The activation was performed by a myoelectric sensor. After the manufacture of the palm of the hand, fingers with micro bearings, torsion springs and gearmotors were inserted for activating the functions hand grip. At the end, the paper presents a methodology that makes it possible to design a bionic (myoelectric) hand prosthesis, manufactured by means of 3D printing and carbon fiber, with 16 degrees of freedom and six programmed movements of finger activation, providing greater accuracy and precision in usability to the user, when compared with the models analyzed through open source platforms.

Keywords: Assistive technology. Anthropomorphism. Ergonomics. Low cost prosthesis. Myoelectric sensor. Hand prosthesis.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - PRÓTESE MODULAR DE MÃO COM ATUADOR SMA.....	22
FIGURA 2 - TESTE COM BLOCOS.....	24
FIGURA 3 - MÃO HUMANÓIDE GIFU III E PRÓTESE HIRO III.....	25
FIGURA 4 - PRÓTESE COM ARTICULAÇÕES FIXAS E MOLA DE LÂMINA .....	25
FIGURA 5 - TESTES COM A PRÓTESE DE MÃO COM MOLA DE LÂMINA .....	26
FIGURA 6 - PERFIL DO DEDO PROTÉTICO.....	26
FIGURA 7 - PRÓTESE DESENVOLVIDA.....	27
FIGURA 8 - MONTAGEM MECÂNICA DA PRÓTESE DE MÃO.....	27
FIGURA 9 - TESTE DE PREENSÕES.....	28
FIGURA 10 - PRÓTESE TASKA COM SENSOR DE APROXIMAÇÃO E DE PRESSÃO.....	29
FIGURA 11 - ESTRUTURA DA MÃO.....	34
FIGURA 12 - MOVIMENTOS METACARPOFALÂNGICO DE ABDUÇÃO E ADUÇÃO E INTERFALÂNGICO DE EXTENSÃO E FLEXÃO.....	35
FIGURA 13 - MOVIMENTOS DO POLEGAR EM FLEXÃO E EXTENSÃO, ABDUÇÃO E ADUÇÃO DO POLEGAR E OPOSIÇÃO AOS DEMAIS DEDOS.....	35
FIGURA 14 - MOVIMENTOS DE EXTENSÃO E FLEXÃO COMBINANDO COM UM PONTO CENTRAL.....	36
FIGURA 15 - DORSO DA MÃO DIREITA EVIDENCIANDO O MECANISMO EXTENSOR.....	37
FIGURA 16 - VISTA PALMAR DA MÃO DIREITA EVIDENCIANDO O MECANISMO DE FLEXÃO .....	38
FIGURA 17 - VISTA PALMAR EXTERNA E SUPERIOR DE UMA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL.....	39
FIGURA 18 - REPRESENTAÇÃO DAS FORÇAS DOS MÚSCULOS FLEXORES E EXTENSORES NO DEDO .....	39
FIGURA 19 - SULCOS OU CANAIS E BAINHAS DOS TENDÕES FLEXORES .....	40
FIGURA 20 - FORMAS DE PREENSÃO DA MÃO .....	41
FIGURA 21 - PRINCIPAIS NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO PARA PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR .....	43
FIGURA 22 - PRÓTESE DE MÃO DESENVOLVIDA PARA GÖTZ VON BERLINCHINGEN, EM 1505.....	45

FIGURA 23 - PROJETO DA PRIMEIRA PRÓTESE DE MÃO, POR AMBROISE PARÉ NO SÉC. XVI .....	46
FIGURA 24 - POSSÍVEL PRÓTESE DESENVOLVIDA POR AMBROISE PARÉ.....	46
FIGURA 25 - CARACTERIZAÇÃO DAS PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES QUANTO ÀS FONTES DE ENERGIA.....	49
FIGURA 26 - MODELO DE PRÓTESE DO TIPO EXOESQUELÉTICA.....	50
FIGURA 27 - MODELO DE PRÓTESE DO TIPO ENDOESQUELÉTICA.....	50
FIGURA 28 - DIMENSÕES DAS PRÓTESES I-LIMB™ ULTRA.....	51
FIGURA 29 - PRÓTESE COM MOTORES ACOPLADOS NA REGIÃO TRANSRADIAL .....	52
FIGURA 30 - PRÓTESE COM MOTOR NA PALMA DA MÃO.....	53
FIGURA 31 - DEDO PROTÉTICO COM ACIONAMENTO (FLEXÃO) POR CABO E BARRA E EXTENSÃO POR ELÁSTICO.....	54
FIGURA 32 - MOTORREDUTOR DE 1000/1.....	54
FIGURA 33 - REPRESENTAÇÃO DA ESTRUTURA DE UM MÚSCULO .....	56
FIGURA 34 - POTENCIAIS DE DIFUSÃO COM O POTÁSSIO E O SÓDIO EM FIBRA NERVOSA.....	57
FIGURA 35 - SEQUÊNCIA DOS ESTÁGIOS DE POLARIZAÇÕES DA MEMBRANA CELULAR.....	59
FIGURA 36 - CONDUTÂNCIA EM RELAÇÃO AO POTENCIAL DA MEMBRANA CELULAR COM A SEQUÊNCIA DOS ESTÁGIOS DE REPOUSO, DESPOLARIZAÇÃO E REPOLARIZAÇÃO ENVOLVENDO OS CANAIS DE ATIVAÇÃO E INATIVAÇÃO DE SÓDIO E POTÁSSIO .....	60
FIGURA 37 - UNIDADE MOTORA.....	60
FIGURA 38 - RELAÇÃO DA INTENSIDADE DO SME EM RELAÇÃO AO TEMPO .	63
FIGURA 39 - TIPOS DE ELETRODOS.....	64
FIGURA 40 - AMPLITUDE DA FAIXA DO SME EM DIFERENTES PONTOS DE MEDIÇÃO DE UM MÚSCULO .....	65
FIGURA 41 - PRINCIPAIS MÚSCULOS PARA INSERIR SE-S PARA PRÓTESES DE MÃO .....	66
FIGURA 42 - AMPLIFICADOR DIFERENÇA .....	68
FIGURA 43 - ESTÁGIOS DE PROCESSAMENTO DE SME PELO AMPLIFICADOR BIOPOTENCIAL.....	68

FIGURA 44 - AMPLITUDE DO SME BRUTO, RETIFICADO, RETIFICADO E INTEGRADO DO SENSOR MYOWARE™ .....	69
FIGURA 45 - TIPOS DE PROJETOS BASEADOS NA INOVAÇÃO .....	71
FIGURA 46 - FUNIL DE DECISÕES .....	74
FIGURA 47 - PROCESSOS RELACIONADOS COM O DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS .....	75
FIGURA 48 - CURVA DE COMPROMENTIMENTO DO CUSTO DO PRODUTO ....	76
FIGURA 49 - PROCEDIMENTO NO PLANEJAMENTO DO PRODUTO .....	76
FIGURA 50 - CICLO DE VIDA DO PRODUTO .....	77
FIGURA 51 - CICLO DE VIDA DO PRODUTO PELA RELAÇÃO DE LUCRO/PERDA PELO TEMPO .....	78
FIGURA 52 - FLUXO DE INFORMAÇÃO ENTRE AS ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO .....	79
FIGURA 53 - ETAPAS PRINCIPAIS NO PLANEJAMENTO E NA CONCEPÇÃO DO PRODUTO .....	80
FIGURA 54 - VISÃO GERAL DO MODELO DE REFERÊNCIA PARA O PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO .....	81
FIGURA 55 - PRINCIPAIS RESULTADOS DA MACROFASE DE DESENVOLVIMENTO .....	82
FIGURA 56 - MODELO DE REFERÊNCIA PARA PROJETOS DE MECATRÔNICA .....	83
FIGURA 57 - ADAPTAÇÃO DA MICRO RETÍFICA E DISCO DA LIXA .....	89
FIGURA 58 - ACIONAMENTO DE UMA TECLA DE UM NOTEBOOK COM O DEDO PROTÉTICO .....	95
FIGURA 59 - SENSOR MIOELÉTRICO MYOWARE MUSCLE SENSOR .....	96
FIGURA 60 - MOTORES ANALISADOS .....	97
FIGURA 61 - MOTOR - CHIHAI MOTOR® CHF-GW12T-N20VA .....	97
FIGURA 62 - POSIÇÕES ESTABELECIDAS PELO ALGORITMO .....	98
FIGURA 63 - FLUXOGRAMA DA METODOLOGIA UTILIZADA .....	99
FIGURA 64 - PRÓTESE MECÂNICA FLEXY HAND .....	100
FIGURA 65 - PRÓTESE MECÂNICA PROSTHETIC HAND .....	101
FIGURA 66 - DEDOS PRÓTÉTICOS DE DUAS E TRÊS FALANGES .....	103
FIGURA 67 - DEDOS PROTÉTICOS COM TRÊS FALANGES .....	103
FIGURA 68 - DIFERENÇAS GEOMÉTRICAS DOS PROJETOS P15 E P4 .....	104

FIGURA 69 - FLEXÃO DOS DEDOS PROTÉTICOS.....	105
FIGURA 70 - GEOMETRIAS UTILIZADAS NAS ARTICULAÇÕES.....	106
FIGURA 71 - MALHAS DE ELEMENTOS FINITOS PARA OS MOLEDOS DAS ARTICULAÇÕES.....	107
FIGURA 72 - DEDO PROTÉTICO DESENVOLVIDO.....	107
FIGURA 73 - CHAPAS DE APOIO PARA O NIVELAMENTO DAS FALANGES ...	108
FIGURA 74 - DEDOS DESENVOLVIDOS COM EXTENSÃO VIA ELÁSTICO E CABO.....	109
FIGURA 75 - VARIAÇÃO DA FORÇA NECESSÁRIA PARA ACIONAMENTO DA TECLA DO <i>LAPTOP</i> .....	110
FIGURA 76 - VARIAÇÃO DA FORÇA PARA ACIONAMENTO DA TECLA DO DESKTOP.....	110
FIGURA 77 - MOLA DE TORÇÃO NA FALANGE MEDIAL.....	111
FIGURA 78 - POSIÇÃO DE ACOPLAMENTO DA MOLA DE TORÇÃO E DO MICRO ROLAMENTO.....	111
FIGURA 79 - SISTEMA HÍBRIDO DE EXENSÃO COM MOLA DE TORÇÃO E ELÁSTICO.....	112
FIGURA 80 - CONFIGURAÇÃO DE TESTE COM O POTENCIÔMETRO PARA MONTAGEM DA PRÓTESE DE DEDO.....	114
FIGURA 81 - MONTAGEM DO CIRCUITO ELETRÔNICO COM SENSOR MIOLÉTRICO, MICROCONTROLADOR E DEDO PROTÉTICO.....	114
FIGURA 82 - ENSAIO DE FLEXÃO DA FALANGE PROXIMAL.....	117
FIGURA 83 - RELATÓRIO DE ENSAIO DA FLEXÃO DA FALANGE PROXIMAL .	117
FIGURA 84 - ENSAIO DE FLEXÃO DA ARTICULAÇÃO DA FALANGE MEDIAL COM A FALANGE PROXIMAL.....	118
FIGURA 85 - RELATÓRIO DE ENSAIO DA FLEXÃO DA ARTICULAÇÃO DA FALANGE MEDIAL COM A FALANGE PROXIMAL.....	118
FIGURA 86 - ENSAIO DE FLEXÃO DA PALMA DA PRÓTESE DE MÃO.....	119
FIGURA 87 - DEDOS COM MOTORREDUTORES ADAPTADOS.....	120
FIGURA 88 - PLACA DE CIRCUITO DESENVOLVIDA.....	121
FIGURA 89 - MONTAGEM INTERNA DA PRÓTESE.....	122
FIGURA 90 - DORSO DA MÃO E REGIÃO INTERNA COM FIBRA DE CARBONO.....	123
FIGURA 91 - PRÓTESE BIÔNICA DE MÃO TECPROJET MB1.....	124

FIGURA 92 - VISÃO GERAL DO MODELO DE REFERÊNCIA PARA O PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO PROPOSTO PELA PESQUISA REALIZADA .....	126
--	-----

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - FUNÇÕES DA MÃO, CONFIGURAÇÕES E OBJETOS RELACIONADOS.....	42
TABELA 2 - PROPRIEDADES DA PRÓTESE I-LIMB™ ULTRA.....	51
TABELA 3 - CLASSIFICAÇÃO E CARACTERÍSTICAS DAS UNIDADES MOTORAS .....	61
TABELA 4 - VALORES CARACTERÍSTICOS DE AMPLITUDES E FREQUÊNCIAS DE SME EM ATIVIDADE E REPOUSO .....	63
TABELA 5 - VALORES CARACTERÍSTICOS DE RELAÇÕES DE FORÇA E AMPLITUDE DE TENSÃO PICO A PICO DO SME .....	64
TABELA 6 - PRINCIPAIS MÚSCULOS PARA POSICIONAMENTO DE ELETRODOS DE SUPERFÍCIE EM PRÓTESES DE MÃO .....	66
TABELA 7 - ATRIBUTOS DE UM PROJETO.....	70
TABELA 8 - FATORES QUE TRAZEM O ÊXITO DE UM PROJETO .....	72
TABELA 9 - REDE DE INTERESSE NO DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS ...	73
TABELA 10 - PROJETOS DE DEDOS PROTÉTICOS ANALISADOS .....	94
TABELA 11 - ÂNGULO DE FLEXÃO DOS DEDOS PROTÉTICOS.....	105
TABELA 12 - DADOS DAS SIMULAÇÕES POR ELEMENTOS FINITOS .....	107
TABELA 13 - FORÇA DE TRAÇÃO PARA FLEXÃO .....	112
TABELA 14 - DADOS DOS MOTORES.....	115
TABELA 15 - DESEMPENHO DOS MOTORES .....	115
TABELA 16 - RELAÇÃO DE COMPONENTES .....	121
TABELA 17 - RELAÇÃO DE COMPONENTES .....	125
TABELA 18 - DESCRIÇÃO DAS ETAPAS E ATIVIDADES DA METODOLOGIA PROPOSTA .....	126
TABELA 19 - DESCRIÇÃO DAS ETAPAS E ATIVIDADES DA METODOLOGIA PROPOSTA .....	127
TABELA 20 - DESCRIÇÃO DAS ETAPAS E ATIVIDADES DA METODOLOGIA PROPOSTA .....	128

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	- Espaço tridimensional
A	- Ampere
a.C	- Antes de Cristo
ABS	- Acrilonitrila butadieno estireno
Ag-AgCl	- Prata-cloreto de prata
C	- Concentração de íons
CAD	- <i>Computer aided design</i> (Desenho auxiliado por computador)
CAM	- <i>Computer aided manufacturing</i> (Manufatura auxiliada por computador)
CC	- Corrente contínua
Cl	- Cloro
cm	- Centímetro
d.C	- Depois de Cristo
EMG	- Eletromiografia
FF	- <i>Fast fatigable</i> (Rápida e fadigante)
FR	- <i>Fast resistant</i> (Rápida e resistente à fadiga)
g	- Grama
gf	- Grama-força
Hz	- Hertz
INSS	- Instituto Nacional do Segurado Social
K	- Potássio
kg	- Quilograma
kgf	- Quilograma-força
kHz	- Quilohertz
Log	- Logaritmo
mAh	- Miliampere-hora
mm	- Milímetro
mm/seg	- Milímetro por segundo
MMSS	- Membros superiores
MPa	- Mega Pascal
ms	- Milissegundo
MUAP	- <i>Motor unit action potential</i> (Potencial de ação de unidade motora)

MUAPT	- <i>Motor unit action potencial train</i> (Trem de potencial de ação de unidade motora)
mV	- Milivolt
N	- Newton
Na	- Sódio
Ncm	- Newton centímetro
Nmm	- Newton milímetro
P	- Permeabilidade da membrana
PcD	- Pessoa(s) com deficiência(s)
PDP	- Processo de desenvolvimento de produto
RP	- Reabilitação profissional
rpm	- Rotação por minuto
S	- <i>Slow</i> (Lento)
s	- Segundo
SE-I	- Sinal eletromiográfico invasivo
SE-S	- Sinal eletromiográfico superficial
SMA	- <i>Shape-Memory-Alloy</i> (Liga de memória de forma)
SME	- Sinal mioelétrico
STL	- <i>Standard template library</i> (Biblioteca de modelos padrão)
SUS	- Sistema único de saúde
TPU	- Poliuretano termoplástico
V	- Volt

## LISTA DE SÍMBOLOS

### ALFABETO GREGO

$\mu\text{V}$  - Microvolt

$\Omega$  - Ohms

### ALFABETO LATINO

% - Porcentagem

® - Marca registrada

°C - Grau Celsius

™ - *Trade mark* (Marca comercial)

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>18</b>
1.1	REVISÃO DA LITERATURA .....	19
1.2	OBJETIVOS .....	29
1.2.1	Objetivo geral .....	29
1.2.2	Objetivos específicos.....	30
1.3	RELEVÂNCIAS CIENTÍFICAS PARA A SOCIEDADE .....	30
1.4	ESTRUTURA DO TRABALHO .....	31
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>33</b>
2.1	MÃO HUMANA .....	33
2.2	PRÓTESE DE MÃO .....	41
2.2.1	Contexto Histórico .....	44
2.2.2	Caracterização da Prótese de Mão .....	48
2.2.3	Arquitetura e Elementos da Prótese Biônica .....	51
2.3	FISIOLOGIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR .....	55
2.3.1	Potenciais de Repouso e Ação.....	56
2.3.2	Unidade Motora .....	60
2.3.3	Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP).....	61
2.4	SINAIS MIOELÉTRICOS.....	62
2.4.1	Eletrodos .....	64
2.4.2	Posição do Eletrodo.....	65
2.4.3	Processamento de Sinais .....	67
2.5	DESENVOLVIMENTO DE PROJETO .....	69
2.5.1	Engenharia de Produto.....	73
2.5.2	<i>Design</i> Aberto.....	83
2.6	SOFTWARE DE CÓDIGO ABERTO .....	85
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>86</b>
3.1	EQUIPAMENTOS, COMPONENTES E MATERIAIS .....	86
3.1.1	Adaptação em Equipamento .....	88
3.2	METODOLOGIA.....	89
3.2.1	Etapa 1: Estudos Direcionados .....	90
3.2.2	Etapa 2: Análises de Projetos.....	91
3.2.3	Análise dos Dedos Protéticos.....	94

3.2.4	Etapa 3: Desenvolvimento de um Novo Projeto de Dedo Protético.....	95
3.2.5	Etapa 4: Eletrônica .....	96
3.2.6	Etapa 5: Diretrizes Para o Algoritmo.....	97
3.2.7	Etapa 6: Palma da Mão .....	98
3.2.8	Etapa 7: Montagem da Mão Biônica.....	99
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>100</b>
4.1	FABRICAÇÃO DE DUAS PRÓTESES .....	100
4.1.1	Reprodução das Próteses de Dedo.....	102
4.2	DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO PROJETO DE DEDO PROTÉTICO 105	
4.3	INSERÇÃO DOS COMPONENTES ELETRÔNICOS E UTILIZAÇÃO DOS ALGORITMOS .....	113
4.4	ANÁLISE DOS MOTORES.....	115
4.5	TESTES DE RESISTÊNCIA MECÂNICA.....	116
4.6	ADAPTAÇÃO DOS MOTORES E IMPLEMENTAÇÃO DA ELETRÔNICA DEDICADA AO PROJETO.....	119
4.7	RELAÇÃO DE COMPONENTES E MONTAGEM DA PRÓTESE DE MÃO 121	
4.8	PRÓTESE BIÔNICA DESENVOLVIDA.....	123
4.9	METODOLOGIA PROPOSTA .....	125
<b>5</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>129</b>
5.1	CONCLUSÕES.....	129
5.2	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	131
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>133</b>
	<b>APÊNDICE 1 – ALGORITMO PARA MOVIMENTOS SIMULTÂNEOS COM DOIS SERVOMOTORES.....</b>	<b>141</b>
	<b>ANEXO 1 – ALGORITMO PARA ACIONAMENTO DO SERVOMOTOR DE FORMA ININTERRUPTA.....</b>	<b>142</b>
	<b>ANEXO 2 – ALGORITMO PARA O CONTROLE DO SERVOMOTOR PELO SENSOR MIOELÉTRICO .....</b>	<b>143</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A evolução no processamento de concepção de próteses biônicas vem se consolidando cada vez mais no mercado mundial. Prova disto são os modelos cada vez mais avançados oferecidos pela Touch Bionic® e Deka®. No entanto, mesmo com grandes empresas de biomecatrônica, há uma certa distância entre o produto (prótese de mão) e os usuários.

Devido ao alto grau de complexidade e exigência deste tipo de projeto, a idealização de dispositivos como o proposto não parte de pesquisas isoladas. As concepções envolvendo a dinâmica de mecanismos, eletrônica e manufatura devem ser interligadas, para que todos os elementos que formam a prótese estejam em completa sincronia.

Segundo Bakhy (2014), a mão humana é um elemento altamente complexo, com mais de 20 graus de liberdade, sendo que parte do desenvolvimento da capacidade humana vem da adaptação desta em respostas a tarefas diversas, não sendo uma simples conversão em movimentos robóticos. Dessa forma, segundo AlZubaidi e Al-Bayaty (2017), os projetos de próteses de mão devem partir da interdisciplinaridade, tendo como meta a obtenção de dispositivos que contenham semelhanças mecânicas e anatômicas com os membros naturais.

No Brasil, o elevado índice de Pessoas com Deficiência (PcD), conforme expresso na proposta de Emenda à Constituição nº 57/2019, aprovada em 07 de novembro de 2019, aliado à falta de desenvolvimento tecnológico em próteses biônica (de alto desempenho), gera uma enorme carência desses dispositivos. Segundo o IBG+E, por meio do censo de 2010, 46 milhões de brasileiros tinham algum tipo de deficiência, sendo que mais de 13 milhões afirmavam ter alguma deficiência motora permanente (BRASIL, 2013). Destaca-se, ainda, o fato de que entre 2008 e 2015 foram registrados 361.585 casos de amputação de membros superiores e inferiores de pessoas no Brasil (SIHSUS, 2015 apud PEIXOTO et al., 2017).

As próteses de alta tecnologia, que chegam ao Brasil, possuem valores médios entre US\$ 50 mil e US\$ 100 mil. Entre as marcas de destaque estão: Touch Bionic®, Deka®, Exiii®, Ottobock® e ProtUni®. As próteses DEKA®, mesmo com subsídio do governo norte americano para a criação de braços robóticos otimizados para os soldados após as missões no Afeganistão, chegam a um custo de US\$ 75

mil (RESNIK et al., 2012). Em comparação com o poder aquisitivo do cidadão brasileiro comum, fica clara a dificuldade de adquirir uma prótese como estas mencionadas. Pois, segundo pesquisa realizada pelo censo de 2018, o rendimento domiciliar *per capita* brasileiro é de R\$ 1.373,00 (IBGE, 2018).

Para a reabilitação de um paciente, além dos custos da prótese e de importação, ainda devem ser considerados os custos do treinamento de ajuste do algoritmo para a leitura de sinais mioelétricos. O Brasil conta com o programa de Reabilitação Profissional (RP) mantido pelo Instituto Nacional do Seguro Social (INSS). O programa tem por objetivo beneficiar pessoas que foram incapacitadas parcial ou totalmente para o trabalho. Por meio de uma avaliação, o segurado tem o seu perfil profissional analisado e com isso é realizado um plano individualizado com base nas necessidades e características biopsicossociais. Para pessoas que não são integrantes do Regime Geral da Previdência Social há possibilidade de atendimento pelo programa RP, que ocorre em locais que possuem o convênio de cooperação técnico financeira com o programa por meio do INSS (BRASIL, 2020).

Em virtude da insuficiência de tecnologia nacional na área, além de lacunas na elaboração e análise de próteses de mão, esta pesquisa buscou desenvolver um produto funcional e economicamente acessível ao usuário final. Para tanto, o projeto teve como foco desenvolver um produto no qual o usuário se beneficiasse de uma base interdisciplinar. Para isto, inseriu-se na prótese uma nova geração de dispositivos projetados com mecanismos e articulações que envolvem eletrônica e mecânica finas capazes de mimetizar os movimentos de uma mão humana.

## 1.1 REVISÃO DA LITERATURA

Com o objetivo de realizar um levantamento de trabalhos relacionados ao desenvolvimento de próteses biônicas, foi conduzida uma revisão da literatura, na qual podem ser observados projetos que contemplam linha de pesquisa análoga à esta aqui proposta.

Para alcançar resultados de busca mais abrangentes sobre o tema proposto, foi utilizado o inglês como idioma. As bases de pesquisa acessadas foram Google Scholar, IEEE Xplore, PUBMED, Web of Science e Scopus. Os termos utilizados para busca foram *“mechatronic hands”*, *“human and robot hands”*, *“bionic hand”*,

*“myoelectric hand prosthesis”, “rapid prototyping prosthetic hand” e “carbon fiber hand prosthesis”.*

Após análise dos trabalhos foram aplicados critérios de exclusão nos quais foram eliminados os trabalhos duplicados, e selecionadas as pesquisas com o desenvolvimento de próteses de mão, bem como aquelas nas quais constava o tema adotado com os termos utilizados. Após a triagem, foram selecionados quatorze artigos que se encaixavam nos critérios.

Com base na ordem cronológica crescente dos artigos, o primeiro estudo analisado foi de Light et al. (2002), que aborda o controle mioelétrico multifuncional para próteses de mão. A pesquisa reflete ainda um desafio para o período atual de 2022, que se traduz na busca de um controle com *feedback* do paciente por meio do monitoramento da pressão exercida pelos dedos protéticos. No trabalho descrito, ficou evidente que o controle visual contínuo demandava muito domínio por parte do usuário, o que, conseqüentemente, dificultava a pressão dos dedos nas preensões. Desta forma, o estudo propôs um controlador híbrido para selecionar diferentes tipos de preensões com o sinal mioelétrico emitido pelo usuário. Por meio do sinal digital, o processador possibilitou regular o aperto na pressão da prótese. Contudo, uma limitação clínica a ser melhorada no sistema implementado se refere ao deslizamento de objetos. No entanto, um resultado positivo trata da acurácia de 90% alcançada nas preensões de objetos, fato capaz de evitar fadiga mental no monitoramento visual por parte do usuário.

Clement, Bugler e Oliver (2011) realizaram um levantamento sobre a tecnologia das próteses biônicas e futuras aspirações. Esses autores relatam desenvolvimentos no campo da computação envolvendo a eletrônica e a programação, juntamente com questões mecânicas, e concluíram que a implementação de próteses de mão exige uma compreensão mais ampla. Para tanto, os autores enfatizam que é necessário o entendimento de que a mão humana possui um complexo nível de movimentos. As próteses disponíveis, quando comparadas com a mão humana, ainda apresentam características funcionais muito inferiores àquelas do membro biológico correspondente, pois seus usos no ambiente exigem propriocepção, toque fino e manipulações que as próteses ainda não são capazes de oferecer. Neste trabalho, são citadas, como exemplo, próteses fabricadas pela i-Limb® que, mesmo com um projeto de construção modular e encaixes mais confortáveis no membro residual, geram ruídos, vibrações mecânicas

e falta de sensibilidade tátil. Mencionam que, mesmo com toda a evolução tecnológica, ainda há um longo caminho a percorrer para que as próteses possam ter uma similaridade adequada com a mão humana.

Gijsberts et al. (2014) direcionaram sua pesquisa para o desenvolvimento de um controle mioelétrico estável, utilizando como base o aprendizado de máquina não linear. Os autores enfatizaram ainda que a leitura do sinal mioelétrico do paciente tende a apresentar variações com o decorrer do tempo e por diversos fatores, entre os quais o deslocamento dos eletrodos, a transpiração e a fadiga muscular. Assim, com o passar do tempo, o desempenho do sistema tende a falhar e o treinamento do *software* pode ser perdido. Porém, uma vez utilizado o método não linear, foi possível eliminar entraves até então não resolvidos pelo controle mioelétrico padrão da prótese de mão. O método proposto foi a combinação de um sistema incremental de regressão de Ridge e aproximações de *Gaussian Kernel*. Com isso, possibilitou a realização de coletas de dados ocasionais e que o sistema fosse capaz de realizar adaptações com as alterações dos sinais. No experimento realizado, utilizou-se um braço humanoide de próteses comerciais de última geração, demonstrando a capacidade de adaptação às mudanças de condições.

Cortese et al. (2015) propuseram um sistema mecatrônico remoto, por meio de um exoesqueleto, para reabilitação de mão. O protótipo apresentado não representa uma prótese de mão propriamente dita, mas sim um sistema estrutural que transforma a mão do paciente em “escrava”. Neste sistema, os comandos gerados pelo exoesqueleto possibilitam uma reabilitação mais rápida ao paciente no ambiente doméstico, além do acompanhamento remoto por profissionais da saúde. Esse trabalho abriu uma oportunidade de acompanhamento da reabilitação para usuários de próteses biônicas de mão, tendo no próprio exoesqueleto as ferramentas necessárias para restabelecer as funções perdidas.

Geethanjali (2016) realizou o levantamento bibliográfico das estratégias de controle mioelétrico para as próteses de mão, uma vez que os projetos de próteses mioelétricas apresentam variações na leitura do sinal de entrada, na codificação e no acionamento de seus atuadores. Devido à natureza multidisciplinar do dispositivo em questão, bem como à falta de integração dos componentes de elétricos, eletrônicos, projeto mecânico e *software*, cada projeto passou por um desafio e uma estratégia de desenvolvimento. No mesmo trabalho, o controle mioelétrico pode ser classificado como: liga-desliga, proporcional, direto, máquina de estado finito,

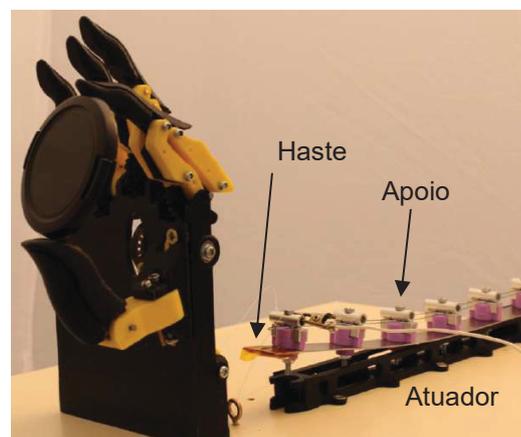
reconhecimento de padrões, postural e de regressão. Além destes, foi descrita a existência de pesquisas sobre a implementação de sensores implantáveis, em países desenvolvidos, com resultados promissores. Todavia, além da questão dos controles, ainda são necessárias metodologias de desenvolvimento do projeto mecânico com a finalidade de aprimorar a destreza da mão protética.

Soriano-Heras et al. (2018) propuseram o conceito de uma nova prótese modular de mão. O dispositivo foi baseado na tecnologia da manufatura aditiva, baixo custo e implementação de um novo atuador eliminando os motores tradicionalmente empregados nas próteses. O projeto tem como principal diferencial o desenvolvimento de atuadores com liga de memória de forma, do inglês *shape-memory-alloy* (SMA). O SMA é um material ativo, capaz de mudar de forma quando submetido à alteração de temperatura, e retorna ao formato inicial quando a temperatura é restabelecida.

O atuador desenvolvido por Soriano-Heras et al. (2018) é definido como uma haste que é forçada a flexionar quando recebe uma corrente elétrica de 3A e aproximadamente 3V. A transmissão da corrente ocorre em dois dos seis pontos de fixação, e a combinação das diferentes duplas de pontos pode gerar 15 posições diferentes do atuador.

Na FIGURA 1 são apresentados o atuador com os seis pontos de apoio e a estrutura da mão protética. Os dedos são compostos por um mecanismo de quatro barras, sendo o dedo indicador sincronizado por meio de engrenagens com o dedo polegar. Assim, com a ativação de um desses dedos, obrigatoriamente, é acionado o outro.

FIGURA 1 - PRÓTESE MODULAR DE MÃO COM ATUADOR SMA



FONTE: Adaptado de Soriano-Heras et al. (2018).

Para Soriano-Heras et al. (2018) algumas questões mecânicas devem ser aprimoradas no projeto, pois o tempo de velocidade de preensão dos dedos é curto, o que pode gerar imprecisão. Por outro lado, a força de preensão é relativamente baixa. Para os autores, o objetivo do dispositivo é alcançado tendo em vista que foi possível produzir uma prótese com baixo custo e aplicando o conceito de um novo atuador.

Damodar, Suthar e Solanki (2018) desenvolveram seu trabalho com base na replicação da prótese projetada por Nicolas Huchet<sup>1</sup>, que está disponível em plataformas de compartilhamento. Os pesquisadores implementaram um novo sistema de captação mioelétrica utilizando o sensor de baixo custo MyoWare™ AT-04-001. Após a montagem da réplica, a pesquisa partiu para o desenvolvimento de uma prótese autoral. O novo protótipo foi submetido a testes com um adolescente, que pôde manipular pequenos objetos. O dispositivo apresentou funcionalidade e potencial desenvolvimento com movimentos semelhantes a próteses comerciais.

Dannereder et al. (2018) voltaram sua pesquisa para o desenvolvimento de uma mão biônica manufaturada via impressão 3D, e com controle mioelétrico. Para os autores, as próteses mecânicas de “baixo custo” não suprem as atividades cotidianas dos usuários, enquanto as próteses biônicas com valores elevados se tornam inacessíveis para grande parte dos pacientes que precisam. Com isso, os autores desenvolveram uma prótese biônica de baixo custo e com código aberto.

Com a prótese implementada por Dannereder et al. (2018), foi possível realizar 15 diferentes tipos de preensão. A prótese era constituída por atuadores lineares (da marca Actuonix® de 50 N), dedos com duas falanges, atuando por mecanismos com quatro barras, e polegar, utilizando um micro servomotor MG90S de 0,1962 Nm de torque. Foi utilizado um microcontrolador Arduino UNO® para controle da prótese de mão.

Atique e Rabbani (2018) partiram de uma abordagem diferente para o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de mão de baixo custo. No intuito de reduzir custos e oferecer um produto de forma mais rápida para o usuário, a prótese aciona apenas o polegar, enquanto os outros dedos são levemente flexionados. Como diferenciais, o dispositivo apresenta peso reduzido, uma vez que a dimensão da bateria pode ser menor que aquelas de modelos usuais, além de não contar com

---

<sup>1</sup> Nicolas Huchet, mecânico e projetista, fundou, em 2014 a Associação *My Human Kit*.

motores e componentes dedicados para cada um dos dedos. Apesar dos testes realizados com a prótese terem sido bastante promissores, os mesmos indicaram a necessidade de algumas melhorias. Contudo, foi possível manusear uma caneta e mover uma média de 6,6 blocos por minuto, experimento este proposto pelos autores. Na FIGURA 2 é mostrada uma imagem do teste realizado com os blocos.

FIGURA 2 - TESTE COM BLOCOS



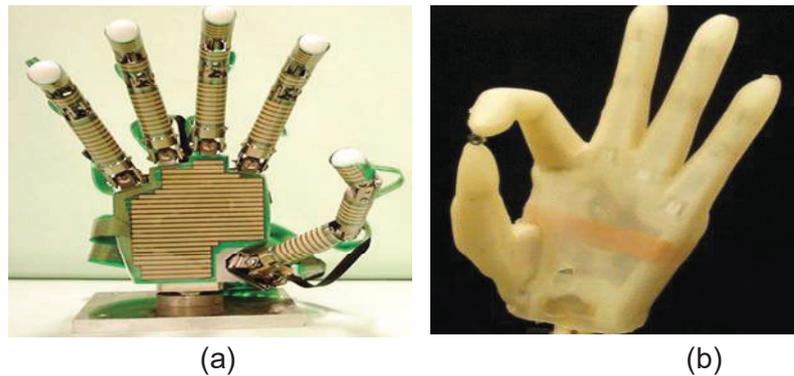
FONTE: Adaptado de Atique e Rabbani (2018).

Kawasaki e Mouri (2019) descreveram o desenvolvimento da mão robótica humanoide “Gifu III”, e compartilhou sua tecnologia para o incremento da prótese biônica de mão “HIRO III”. O modelo da mão humanoide “Gifu III” foi uma evolução do modelo “Gifu II”, sendo esta a primeira prótese equipada com sensores de força nas extremidades dos dedos. A “Gifu III” possui 895 pontos de detecção tátil, e 20 articulações com 16 graus de liberdade. Suas articulações e dimensões da mão robótica são semelhantes à mão humana, porém há redução do tamanho da sua palma em relação à mão humana, sendo esta mudança justificada por proporcionar melhor controle de preensão. Nesta prótese, cada dedo contou com uma arquitetura modular de três motores, sem utilização de cabos para a flexão e extensão dos dedos.

Deste modo, para Kawasaki e Mouri (2019), o modelo “HIRO III” possui arquitetura e conceito semelhantes ao “Gifu III”, com os mesmos graus de liberdade e número de articulações. Entretanto, as adaptações foram realizadas para implementação dos sensores mioelétricos, com a finalidade de obter uma semelhança antropomórfica e uma superfície coberta com pele artificial. A mão produzida apresentou dimensões baseadas na mão de uma mulher japonesa adulta, com massa total de 300 g e força de preensão de 20 N. Vale destacar que os

autores reforçam a necessidade de evoluções dos dispositivos, de maior acurácia dos sensores táteis e uma melhor resposta dos mecanismos. Esta pesquisa mostra-se bastante promissora, sendo apenas uma questão de tempo para estabelecer a dinâmica e o controle dos dispositivos. Na FIGURA 3a é possível observar a mão robótica humanoide “Gifu III”. Por outro lado, a FIGURA 3b, apresenta o modelo de prótese “HIRO III”.

FIGURA 3 - MÃO HUMANÓIDE GIFU III E PRÓTESE HIRO III



FONTE: Adaptado de Kawasaki e Mouri (2019).

Cuellar et al. (2019) descrevem a avaliação funcional de uma prótese de mão produzida integralmente em uma impressora 3D. O estudo ainda contempla o desenvolvimento do design da prótese e ensaios mecânicos. Os requisitos foram: controle direto da prótese pelo corpo (prótese mecânica), semelhança como membro natural, peso leve e resistente à água e sujeira.

A prótese implementada por Cuellar et al. (2019) possui o polegar fixo e os outros dedos são acionados simultaneamente por quatro molas de lâmina. Os dedos não possuem falanges flexíveis e a flexão ocorre por movimento do punho (força direta) ou do braço e do ombro (acionamento indireto). A FIGURA 4 demonstra a prótese e o mecanismo.

FIGURA 4 - PRÓTESE COM ARTICULAÇÕES FIXAS E MOLA DE LÂMINA



FONTE: Adaptado de Cuellar et al. (2019).

Os testes mecânicos da prótese de Cuellar et al. (2019) tiveram como base a tração da mola de lâmina, a energia necessária para a flexão dos dedos e a força de prensão dos dedos. Já para os testes com os usuários foram selecionados 20 voluntários entre homens e mulheres, com idades entre 22 e 32 anos para a manipulação de um copo e de pequenos cubos conforme a FIGURA 5.

FIGURA 5 - TESTES COM A PRÓTESE DE MÃO COM MOLLA DE LÂMINA

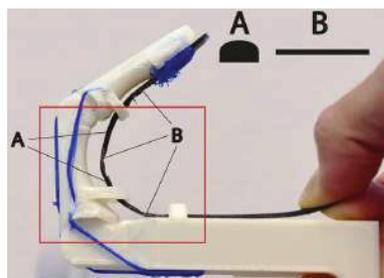


FONTE: Adaptado de Cuellar et al. (2019).

Cuellar et al. (2020), em uma nova pesquisa, descrevem o desenvolvimento de uma prótese de mão com dedos articulados e inspirados no membro natural. O projeto também é realizado via manufatura aditiva, e são aplicados testes de força para flexão dos dedos e força de prensão.

A prótese projetada por Cuellar et al. (2020) possui as falanges distais fixas em relação às mediais. Há um elástico (azul) que realiza a extensão e um cabo (preto), responsável pela flexão dos dedos. Na FIGURA 6 é possível observar os dois cabos (flexão e extensão) e o perfil do dedo protético.

FIGURA 6 - PERFIL DO DEDO PROTÉTICO

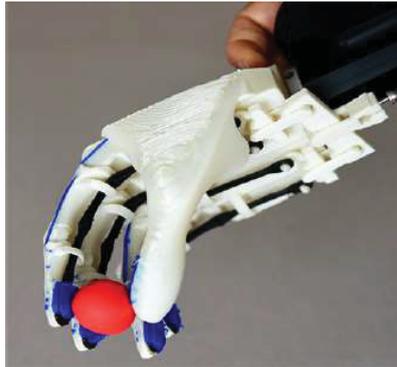


FONTE: Adaptado de Cuellar et al. (2020).

Legenda: Elástico para extensão (a) e cabo para flexão (b).

O projeto de Cuellar et al. (2020) tem um peso de 92 gf e um preço total de U\$ 12,00 (valor em 2020). A força para flexão correspondente a 100 N resulta em uma força de prensão de 16 N havendo uma dissipação do sistema. A FIGURA 7 demonstra a prótese produzida.

FIGURA 7 - PRÓTESE DESENVOLVIDA

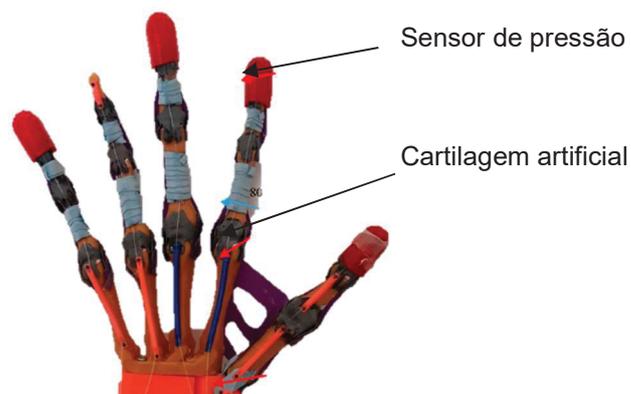


FONTE: Adaptado de Cuellar et al. (2020).

Dunai, Novak e Espert (2021) descrevem o desenvolvimento de uma mão protética baseada na anatomia da mão humana. O projeto é realizado via manufatura aditiva e conta com resistores sensíveis à força para simular a pressão de prensão da mão.

Para Dunai, Novak e Espert (2021) uma das maiores contribuições está no desenho das articulações proposto, em que as articulações podem ser personalizadas e oferecem maior nível de movimento. A FIGURA 8 mostra as articulações desenvolvidas e a montagem mecânica.

FIGURA 8 - MONTAGEM MECÂNICA DA PRÓTESE DE MÃO

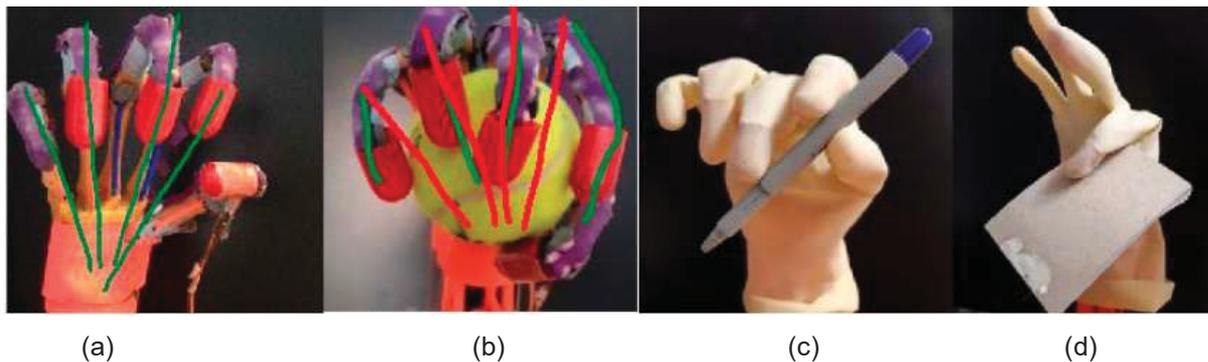


FONTE: Adaptado de Dunai, Novak e Espert (2021).

A prótese de Dunai, Novak e Espert (2021) opera por meio de um sensor mioelétrico, servo motores com torque de 1,8 kgf/cm, motor de passo e um microcontrolador Arduino® AtMega 2560. Com todos os componentes a prótese pesa 480 gf.

Para os experimentos de preensão foram definidos três testes: a preensão de uma bola de tênis, uma caneta e um bloco de papel. Utilizando o servo motor foi observado que o torque necessário deveria ser maior, motivo pelo qual foi empregado o motor de passo no lugar do servo motor. A FIGURA 9 demonstra cada uma das etapas do teste. Os autores ainda sugerem a implementação de um motor para cada falange, para o maior controle; e a utilização de uma luva de silicone, para maior atrito entre a superfície dos dedos.

FIGURA 9 - TESTE DE PREENSÕES



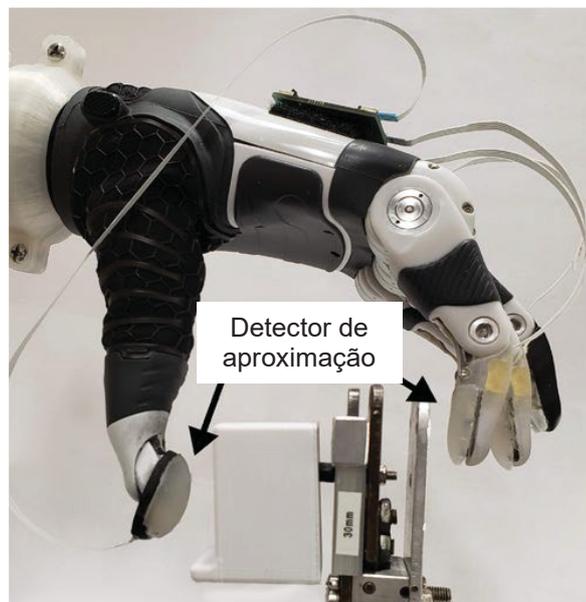
FONTE: Adaptado de Dunai, Novak e Espert (2021).

Legenda: Trajetória de flexão dos dedos (a), Preensão de uma bola de tênis (b), Preensão de uma caneta (c) e Preensão de um bloco de papel (d).

Em um trabalho bastante atual, Hansen et al. (2021) abordam o desenvolvimento de uma mão biônica para manipulação de objetos frágeis de forma semiautônoma, via sensores de proximidade e de pressão. Segundo os autores, esta demanda partiu da insatisfação dos usuários de próteses de mão com os mecanismos aparentes para o controle. Neste sentido, estima-se uma taxa de rejeição superior a 50%, com abandono dos dispositivos por parte dos usuários (SALMINGER et al., 2020). Baseado neste pressuposto, a pesquisa utilizou sensores multimodais na ponta dos dedos. Hansen et al. (2021) realizaram experimentos tendo como base a prótese denominada TASKA, apresentada na FIGURA 10. No trabalho foi realizada uma comparação utilizando próteses TASKA,

sendo uma em que o usuário operava o dispositivo via sensor mioelétrico, e outra, em que o usuário acionava a mão biônica semiautônoma. Nesta última, foram adaptados, na ponta dos dedos, um sensor barométrico com detecção de força de 50 N, e um sensor infravermelho com detecção de 5 cm de distância. Foram avaliados 10 eventos utilizando diferentes objetos frágeis. Por meio deste trabalho ficou demonstrado que o controle semiautônomo pode ser uma excelente alternativa para a finalidade proposta. Para o teste de pressão, quando comparado com o sistema humano de acionamento mioelétrico, o sistema semiautônomo obteve uma contagem de 46,2 manipulações de objetos com uso de 30% menos de força, enquanto no sistema mioelétrico o sistema de prensão operou apenas 25,3 vezes no mesmo período.

FIGURA 10 - PRÓTESE TASKA COM SENSOR DE APROXIMAÇÃO E DE PRESSÃO



FONTE: Adaptado de Hansen et al. (2021).

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

Este trabalho teve como objetivo desenvolver uma metodologia para o projeto de uma prótese biônica de mão de baixo custo, antropomórfica, ergonômica e com funções que o usuário, com a prótese, possa executar as atividades básicas do cotidiano.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Analisar a biomecânica que envolve a mão humana, reproduzir alguns modelos de próteses já existentes e testar diferentes tipos de motores para realização dos movimentos associados aos dedos da mão;
- Analisar diferentes materiais e processos de manufatura das próteses para desenvolver e implementar um novo dedo protético e um modelo de palma da mão, com implementação de laminação da fibra de carbono no protótipo;
- Avaliar a captação e o acionamento do sinal mioelétrico pelo dedo protético e desenvolver um algoritmo para o comando da prótese completa;
- Desenvolver uma prótese biônica de mão que tenha 14 graus de liberdade e seis funções programadas e avaliá-la por meio de ensaios mecânicos e preensões; e
- Propor uma metodologia para desenvolvimento da uma prótese biônica de mão.

### 1.3 RELEVÂNCIAS CIENTÍFICAS PARA A SOCIEDADE

No intuito de trazer uma melhoria da qualidade de vida de pessoas que tiveram a perda de uma mão, o compartilhamento de ideias e projetos de próteses de mão se tornou uma importante ferramenta em plataformas e projetos de engenharia aberta (*open source*). É sabido que, tanto as plataformas disponíveis, quanto os arquivos, representam benefícios incontestáveis, como a facilidade na aquisição dos projetos, o baixo custo de manufatura comparados a projetos industriais e, em alguns casos, é a principal alternativa para o usuário para se obter o produto.

Apesar da disponibilidade de diversos arquivos nas plataformas de compartilhamento de projetos *open source* de próteses de mão, pouco se observou a cerca da real eficácia destes dispositivos. Em geral, a baixa eficiência desses projetos é decorrente de problemas mecânicos, eletrônicos ou de manufatura, visto

que as próteses de plataformas abertas dificilmente são desenvolvidas por um profissional responsável técnico e qualificado para o desenvolvimento do projeto.

Para preencher esta lacuna de oferecer um produto que possa apresentar eficácia para o paciente em atividades do cotidiano, o presente estudo buscou desenvolver uma prótese de fácil adaptação ao paciente, elevada resistência mecânica e um algoritmo embarcado capaz de propiciar diversos tipos de preensões.

Muitos riscos podem estar envolvidos quando a manufatura de uma prótese de mão não é realizada da forma correta e/ou com a utilização de materiais inadequados, seja por se tratarem de materiais frágeis, biodegradáveis, tóxicos ou inflamáveis.

No presente projeto, foi utilizada uma mescla de polímero ABS antichamas com laminações em fibra de carbono para a palma da mão, oferecendo quatro vezes mais resistência que o mesmo elemento manufaturado apenas por impressão 3D. Os dedos protéticos foram modelados para que pudessem resistir às cargas de trabalho usuais da rotina diária. Além disto, mesmo implementados elementos como micro rolamentos e molas de torção, para otimizar a flexão e a extensão dos dedos protéticos, a questão antropomórfica foi uma das prioridades a serem atendidas.

Outro fator a destacar é o peso reduzido da prótese, aqui desenvolvida, quando comparado às próteses eletrônicas de baixo custo e a modelos já industrializados. Com as implementações das técnicas de manufatura e tecnologia dos elementos que compõem a prótese este produto apresenta uma melhor ergonomia para o usuário.

Assim, o presente estudo inova ao apresentar e trazer à sociedade uma série de contribuições em um produto que envolve baixo custo e permite, desta forma, um aumento da acessibilidade para usuários que não possuem condições de adquirir próteses na faixa de US\$ 70 mil.

#### 1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

Conforme apresentação inicial da seção introdutória, o presente capítulo apresenta características da prótese biônica de mão, bem como uma revisão da literatura que trata de modelos de próteses e pesquisas relevantes na área. O

capítulo apresenta, ainda, os objetivos do trabalho, os quais foram reforçados a partir da revisão de literatura.

No Capítulo 2 pode ser observada a fundamentação teórica que, para um melhor entendimento do trabalho, apresenta a contextualização dos principais conceitos que envolvem a estrutura de uma mão humana. Este capítulo apresenta tanto a fisiologia, a evolução da prótese biônica de mão e as tecnologias que envolvem o dispositivo em questão, quanto os sinais mioelétricos, desenvolvimento de projetos e produtos e as plataformas de engenharia aberta.

No Capítulo 3 são abordados os materiais e métodos, onde são apresentadas as adaptações que foram realizadas nos equipamentos, bem como a relação de maquinários utilizados. A metodologia também está contida neste capítulo, sendo dividida em sete etapas.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados e as discussões. Além dos dados isolados resultantes das análises, estão também evidenciadas as informações obtidas pelas comparações envolvendo dispositivos já existentes.

O Capítulo 5 se refere à conclusão da tese, bem como algumas sugestões de trabalhos futuros. Os pontos de maior relevância, assim como as limitações do trabalho também são apresentadas nesse capítulo.

Ao final, se encontram, em sequência, as referências bibliográficas, um apêndice para utilização de dois servomotores simultâneos e outros dois anexos, que foram disponibilizados pelo fabricante do sensor mioelétrico.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo é apresentada uma breve introdução aos principais conceitos que envolvem a mão humana, próteses de mão, sinais mioelétricos e engenharia de plataforma aberta. Tais conceitos são necessários para um melhor entendimento dos projetos e desenvolvimento das próteses mão.

### 2.1 MÃO HUMANA

A mão humana, associada ao antebraço, braço e cingulo (cintura) do membro superior compõem o membro superior. Entre as características deste membro estão suas grandes capacidades de mobilidade, manipulação e preensão. O membro superior possui uma sincronização entre as articulações, fazendo com que a mão, sendo parte distal do membro, esteja sempre posicionada para a execução de tarefas envolvendo força e/ou atividades motoras finas (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Para Dos Santos (2016), um dos fatores mais importantes da evolução da espécie humana está relacionado às mãos. É por meio das mãos que são executados movimentos mais complexos e finos, o que contribuiu para diferenciar a espécie humana dos outros animais. Para Kapandji (2007), a mão é a “extremidade realizadora” e, diferente das outras espécies, o ser humano é o que representa posição peculiar de oposição do polegar em relação aos outros dedos, servindo como pinça. Responsável pela adaptação, a mão é executora da criatividade e trabalha em conjunto com o cérebro para o desenvolvimento humano.

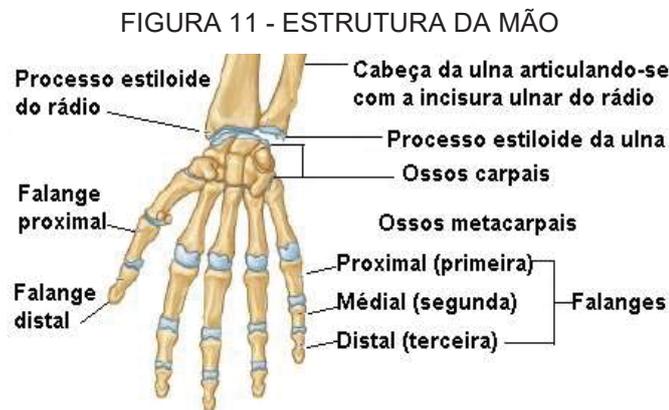
No Brasil, as dimensões médias da mão direita para homens e mulheres são, respectivamente, 188,10 mm e 171,53 mm de comprimento, e 87,29 mm e 77,06 mm de largura; sendo que a mão esquerda em ambos os sexos apresenta redução média aproximada de 2 mm em relação à direita (PASCOARELLI et al., 2010).

A força média de preensão da mão direita para brasileiros, com média de 30 anos, entre homens e mulheres é de 32,13 kgf e 20,31 kgf, respectivamente. Já para a mão esquerda é, em média, 2 kgf inferior em ambos os sexos (MOURA, 2008).

Outro estudo que mede a força das mãos foi publicado por Caporrino et al. (1998). Os autores indicaram que, para indivíduos com idade entre 20 anos e 59 anos, a força de preensão para homens ficou entre 44,2 kgf (lado dominante) e 40,5 kgf (lado não dominante). Para as mulheres, na mesma faixa etária, a força foi menor, estando entre 31,6 kgf (lado dominante) e 28,4 kgf (lado não dominante). Ambos os estudos utilizaram um dinamômetro da marca Jamar®.

A mão possui vários graus de liberdade, sendo que cada dedo possui 4 graus, com exceção do polegar, que apresenta 5 graus. Ao punho são atribuídos ainda outros 2 graus, somando-se 23 no total. O conjunto de 27 ossos formam 17 articulações, que são acionadas por 19 músculos, resultando neste complexo sistema que é a mão humana (DA CUNHA, 2002).

Para ter movimentos dedicados, a mão humana possui um conjunto complexo de articulações. Com inúmeras terminações sensitivas, a mão tem as seguintes partes: punho, palma, dorso e dedos (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). Na FIGURA 11 são apresentadas a estrutura óssea da mão e a nomenclatura empregada.



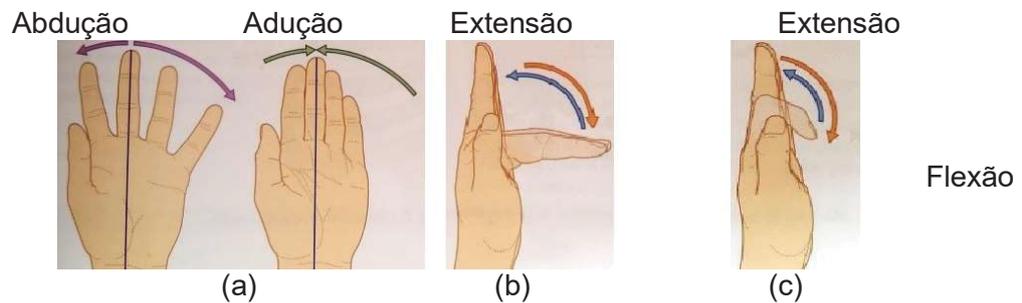
FONTE: Adaptado de Moore, Dalley e Agur (2014).

Com exceção do polegar, os dedos são formados pelas falanges proximal, média e distal. A falange proximal é ligada a partir da extremidade do carpo, o qual é composto por oito ossos, denominados escafoíde, semilunar, piramidal e pisiforme, na fileira proximal, e trapézio, trapezóide, capitato e hamato, na fileira distal.

O polegar é formado apenas pelas falanges distal e proximal. Como visto na FIGURA 12, os movimentos do dedo são classificados como metacarpofalângico e interfalângico. No movimento metacarpofalângico (FIGURA 12a) ocorrem a abdução

e a adução. Neste caso, a falange proximal se movimenta em relação ao metacarpo. Na FIGURA 12b podem ser observados os movimentos de flexão e extensão, também classificados como metacarpofalângicos. Por outro lado, o movimento é classificado como interfalângico (FIGURA 12c) quando ocorre a flexão e extensão sem a movimentação da falange proximal em relação ao metacarpo (ALVES JR.; DE MELLO; IMENES, 2016).

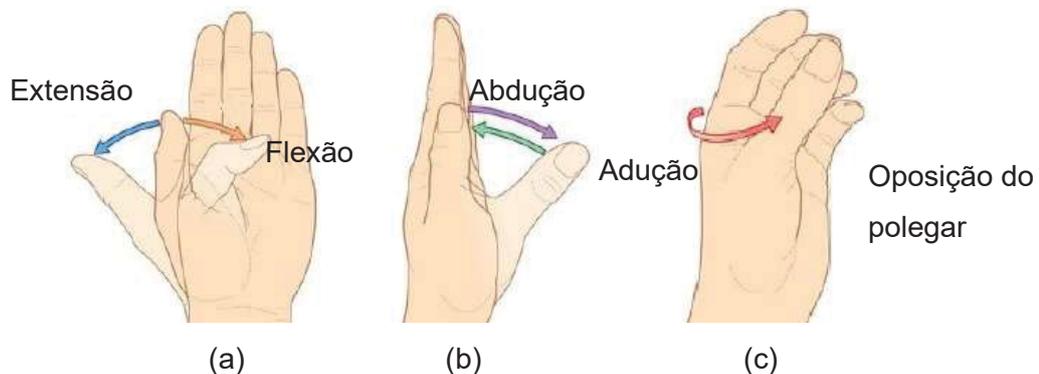
FIGURA 12 - MOVIMENTOS METACARPOFALÂNGICO DE ABDUÇÃO E ADUÇÃO E INTERFALÂNGICO DE EXTENSÃO E FLEXÃO



FONTE: Adaptado de Drake, Vogl e Mitchell (2005).

O polegar possui características únicas que contribuem de forma considerável para a mobilidade e a preensão da mão humana. Por não ter a ligação metacarpal, ele consegue realizar movimentos únicos, como posicionar o polegar em  $90^\circ$  com os demais dedos. Além de realizar flexão e extensão, o polegar, por meio do movimento metacarpal, consegue ainda entrar em oposição com os demais dedos, o que facilita o movimento de preensão da mão (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2015). Tal conceito é ilustrado na FIGURA 13.

FIGURA 13 - MOVIMENTOS DO POLEGAR EM FLEXÃO E EXTENSÃO, ABDUÇÃO E ADUÇÃO DO POLEGAR E OPOSIÇÃO AOS DEMAIS DEDOS.

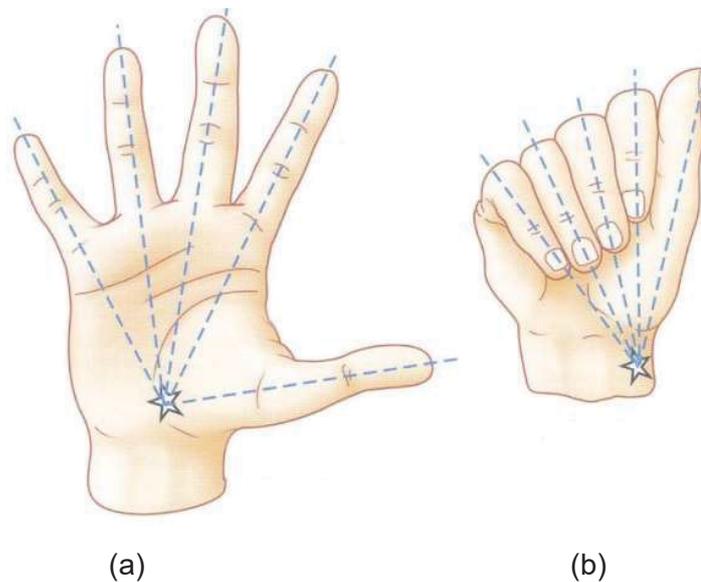


FONTE: Adaptado de Adaptado de Drake, Vogl e Mitchell (2015).

Legenda: Movimentos de (a) extensão e flexão, (b) abdução e adução e (c) oposição do polegar.

Segundo Hall (2016), os movimentos de flexão e extensão são resultantes da ação da musculatura que compreende o sistema fletor e extensor, como observado na FIGURA 14, onde a FIGURA 14a representa a extensão e a FIGURA 14b mostra a flexão. De acordo com Kapandji (2007), ainda é possível notar que os dedos apresentam 5 raios principais, onde as flexões dos dedos combinam em um ponto central.

FIGURA 14 - MOVIMENTOS DE EXTENSÃO E FLEXÃO COMBINANDO COM UM PONTO CENTRAL



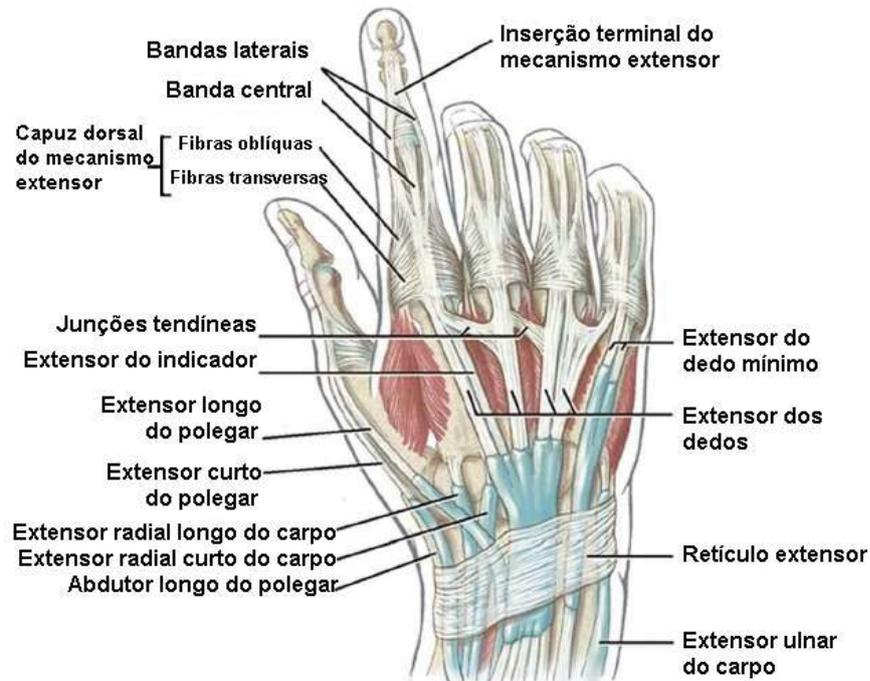
FONTE: Kapandji (2007).

A mecânica dos movimentos de extensão e flexão dos dedos envolvem um conjunto de músculos. Para a extensão, os músculos interósseos, lumbricais e extensor comum são acionados. Já para flexão, a musculatura responsável pelo movimento é composta por: interósseo dorsal, interósseos palmares, lumbricais, flexor curto do dedo mínimo, flexor superficial dos dedos e flexor profundo dos dedos (NEUMANN, 2011). Na FIGURA 15 mostra-se a vista dorsal da mão direita onde são representados os tendões e o mecanismo extensor.

Pela vista palmar, mostrada na FIGURA 16, podem ser observados: o mecanismo de flexão da mão, o músculo flexor longo (do polegar) e o músculo flexor profundo dos dedos, onde se originam os músculos lumbricais. A superfície palmar da mão é dividida em duas partes: a palma da mão (primeira parte) e a superfície palmar dos dedos (segunda parte). A região da palma é importante uma vez que esta possui as complexas estruturas ósseas, ligamentos, músculos, tendões

musculares e outras estruturas que compõem o sistema biomecânico que realiza os movimentos da mão (KAPANDJI,2007).

FIGURA 15 - DORSO DA MÃO DIREITA EVIDENCIANDO O MECANISMO EXTENSOR



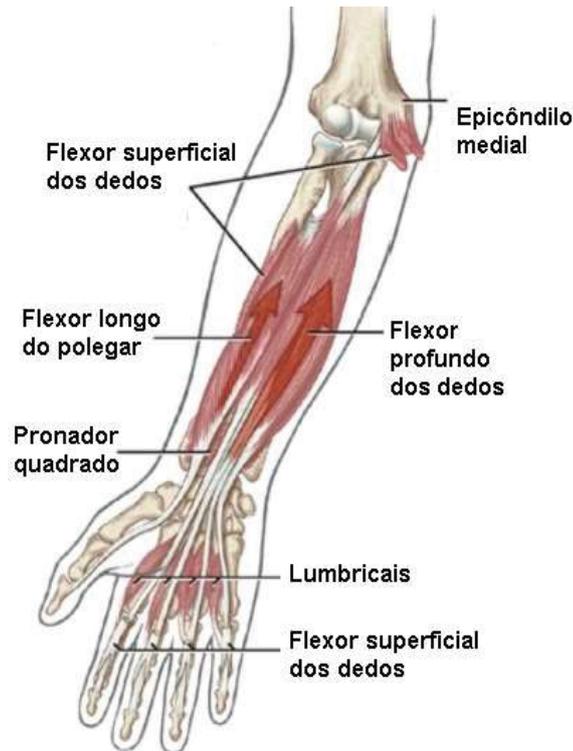
FONTE: Neumann (2011).

Para Kapandji (2007), o maciço do carpo representa um corredor de concavidade, que por sua vez, é convertido em canal pelo ligamento anular anterior do carpo. O sulco, como também é conhecido o corredor de concavidade, é guiado sob os arcos e disposições dos ossos da mão. Em um primeiro corte horizontal na região palmar é observada a fileira superior, de fora para dentro, onde estão dispostos o osso escafoide, a cabeça do osso capitato (limitada pelos dois comas do semilunar), e os osso piramidal e pisiforme. Já o segundo corte passa pela fileira inferior: de fora para dentro se localizam o trapézio, o trapezóide, o osso capitato e o osso hamato. Nestes dois cortes, o ligamento anular anterior do carpo está aparente.

Tendo em mente uma vista mais profunda da palma da mão, a concavidade do túnel do carpo se alarga ligeiramente graças aos pequenos movimentos de deslizamento nas artródias que se localizam entre os diferentes ossos do carpo. Essa estrutura do túnel do carpo serve para acomodar e permitir que passem tendões e nervos, além de cumprir suas funções anatômicas e biomecânicas. A

fisiologia articular e estruturas da mão são importantes pontos de reflexão e estudo para especializar e potencializar o desenvolvimento de próteses e outras tecnologias, principalmente devido suas características biomecânicas e funcionais (KAPANDJI,2007).

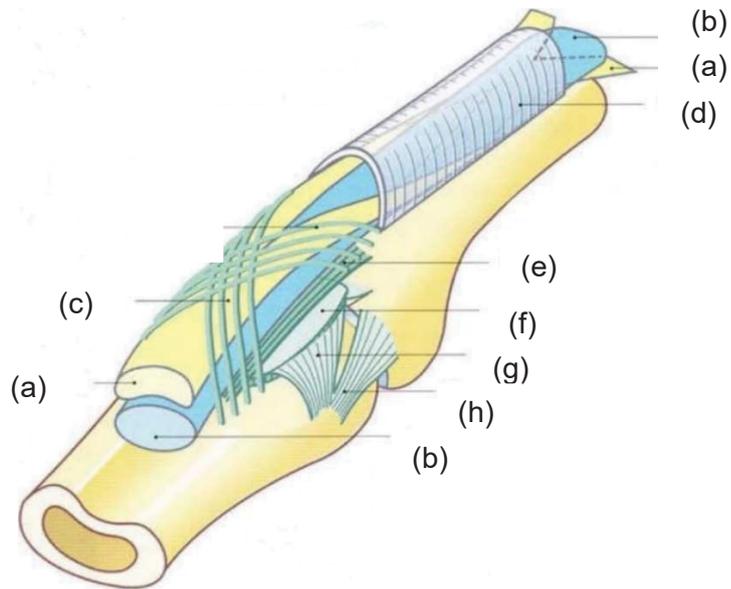
FIGURA 16 - VISTA PALMAR DA MÃO DIREITA EVIDENCIANDO O MECANISMO DE FLEXÃO



FONTE: Adaptado de Neumann (2011).

Nas articulações interfalangeanas (FIGURA 17) há uma estrutura que funciona como um “freio” na extensão, que impede a hiperextensão e, com a sua retração há uma rigidez na flexão. A estrutura que estabiliza os tendões para ação mecânica são: tendões flexores profundos (a) e superficiais (b), os quais percorrem de um lado ao outro da articulação interfalangeana; bordas laterais das fibras cruzadas (c); inserção da polia da segunda falange (d); fascículo de fibras longitudinais (e); placa da superfície palmar (f); superfície anterior a placa palmar (g); e ligamentos falangoglenóides (h) (KAPANDJI,2007).

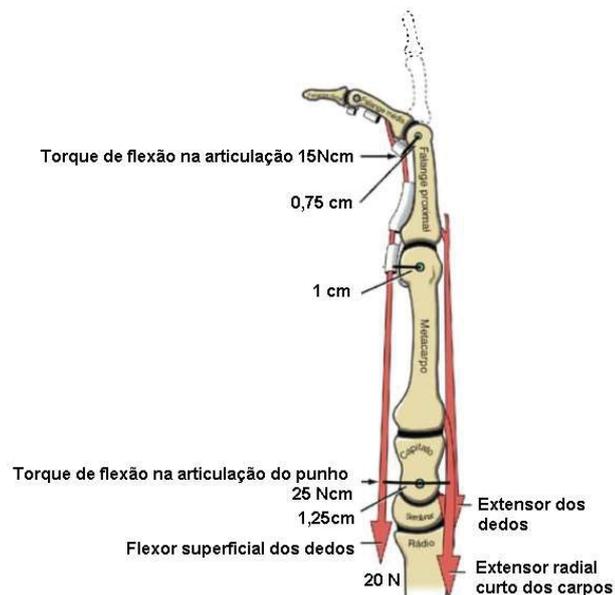
FIGURA 17 - VISTA PALMAR EXTERNA E SUPERIOR DE UMA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL



FONTE: Adaptado de Kapandji (2007).

Uma representação do mecanismo de tração dos músculos flexores é apresentada na vista de perfil do dedo na FIGURA 18. Para o movimento de flexão de uma articulação, como as interfalangeanas proximal e medial, é necessária a aplicação de força que gere um torque de 15 N.cm, enquanto para a flexão completa é necessária uma força de 20 N (NEUMANN, 2011).

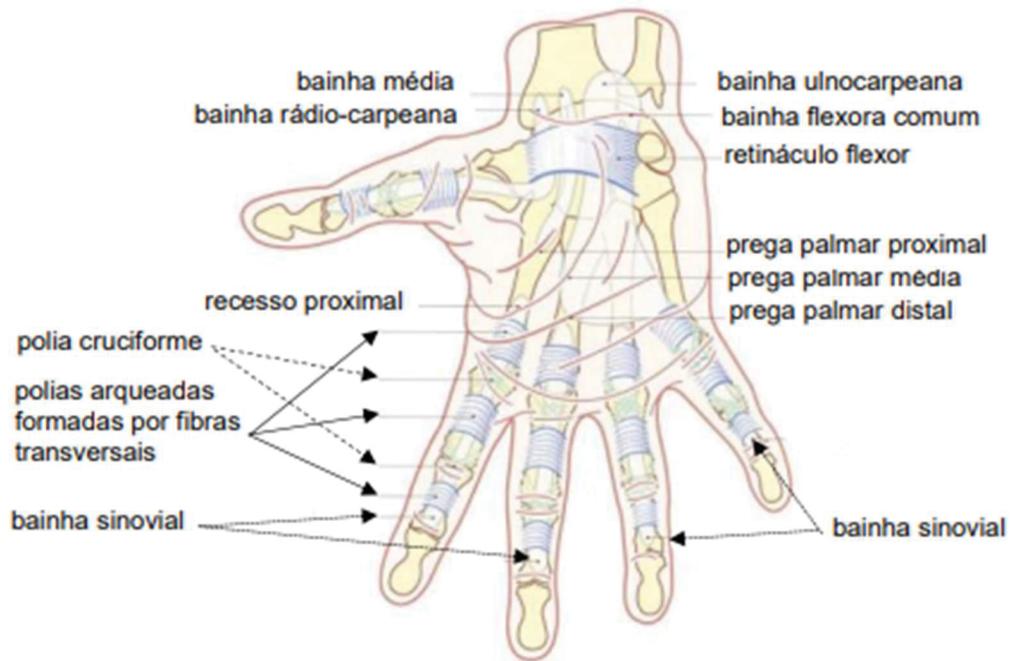
FIGURA 18 - REPRESENTAÇÃO DAS FORÇAS DOS MÚSCULOS FLEXORES E EXTENSORES NO DEDO



FONTE: Neumann (2011).

Para a estabilização dos tendões e execução das ações mecânicas existem os ligamentos cruciformes e bainhas fibrosas. Na FIGURA 19 são demonstradas as bainhas sinoviais as quais são responsáveis pelo deslizamento dos tendões (KAPANDJI,2007).

FIGURA 19 - SULCOS OU CANAIS E BAINHAS DOS TENDÕES FLEXORES

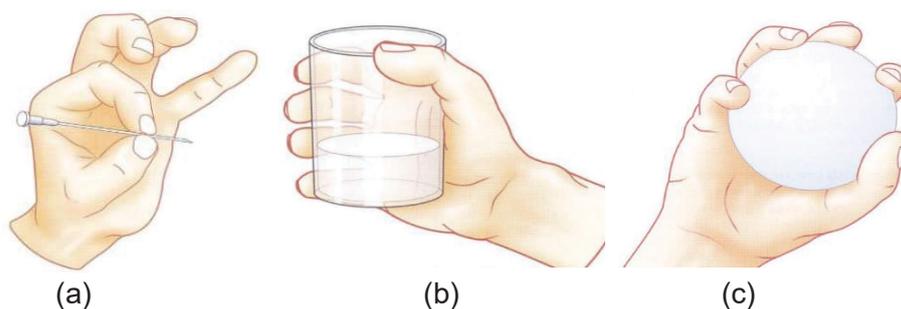


FONTE: Adaptado de Kapandji (2007).

A flexão dos dedos permite que a mão realize diversas preensões, as quais podem ser divididas em grupos: preensões com ação, com gravidade, contato e expressão gestual. Para movimentos finos, ainda é possível dividir o grupo em três: digitais, palmares e centradas (KAPANDJI, 2007).

Para um dispositivo, como uma prótese de mão, é extremamente necessário replicar os movimentos de preensão de uma mão. Na FIGURA 20 são demonstrados três tipos de preensões, sendo: preensão fina de digitais (FIGURA 20a), onde há uma oposição do polegar; preensão palmar cilíndrica (FIGURA 20b), na qual a palma da mão é parte integrante da preensão; e preensão palmar esférica pentadigital (FIGURA 20c), na qual ocorre a união da palma com a preensão digital.

FIGURA 20 - FORMAS DE PREENSÃO DA MÃO



FONTE: Adaptado de Kapandji (2007).

Para Da Cunha (2002), a preensão de objetos pela mão pode ser dividida em dois grupos: pinças e garras. Ainda, é possível obter a garra composta, caracterizada por ser uma mescla entre a pinça e a garra. A preensão vai depender de como o objeto fica confinado pela mão. Na TABELA 1 são apresentadas as funções da mão, as configurações da forma que os dedos se posicionam e referências em relação a objetos.

## 2.2 PRÓTESE DE MÃO

A prótese de mão é um dispositivo desenvolvido para a reabilitação de indivíduos que passaram por traumas, resultando na perda da mão, ou nasceram com má formação da mesma. No intuito de auxiliar e até mesmo desenvolver atividades motoras em substituição à mão natural, as próteses vêm sendo uma alternativa para estes potenciais usuários.

Para uma pessoa sem algum tipo de necessidade especial, as atividades cotidianas como entrar em um carro, andar de bicicleta ou manipular um computador se tornam simples. Todavia, para uma pessoa sem uma das mãos, muitas vezes, uma simples atividade de segurar um copo pode ser um grande desafio. Assim, a condição mais adequada para o usuário é que a prótese seja funcional no sentido de realizar preensões. No entanto, as próteses podem ser usadas apenas com o intuito de contribuir para a aparência, o que por si só já possibilita melhorias na autoestima do usuário (MIHAILIDIS; ANDRYSEK, 2016).

A posição da prótese em membros superiores (MMSS) difere de acordo com o grau de amputação. Além disso, são preocupações para o Instituto Nacional do Seguro Social e da Diretoria de Saúde do Trabalhador a falta de padronização e a

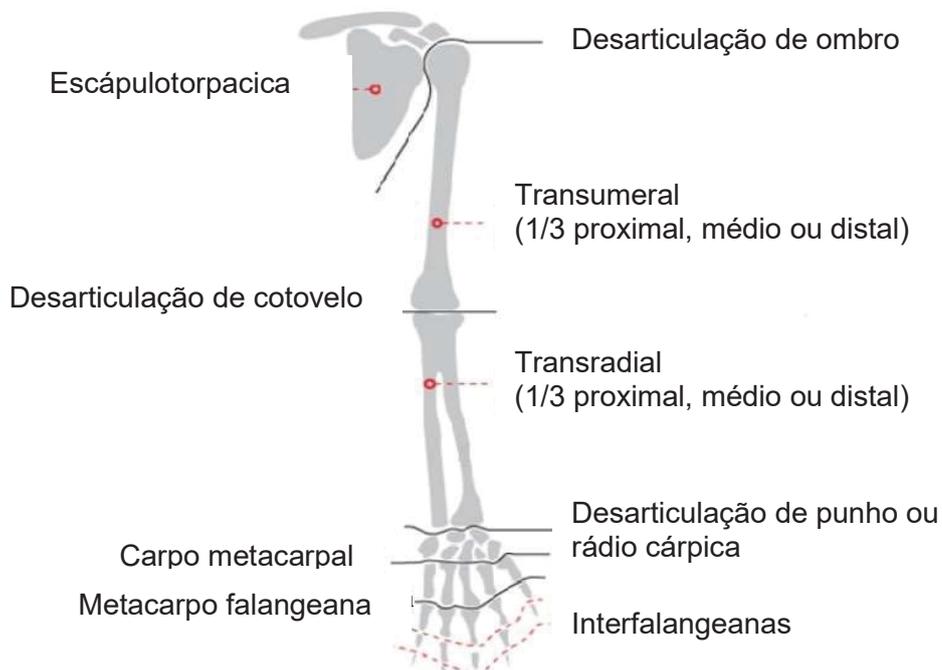
não utilização de termos técnicos (SOUSA; DE ANDRADE, 2017). Os principais níveis de amputação para MMSS estão representados na FIGURA 21, e vão desde as falanges (interfalanges) até a região de desarticulação do ombro.

TABELA 1 - FUNÇÕES DA MÃO, CONFIGURAÇÕES E OBJETOS RELACIONADOS

<b>Funções</b>	<b>Configuração</b>	<b>Objetos</b>
Pinça de força	O polegar em oposição ao dedo indicador, com uma grande parte da região das falanges distais dos dois dedos em contato entre si.	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas
Pinça de precisão	O polegar em oposição ao dedo indicador, com a ponta dos dois dedos em contato entre si.	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas
Pinças tridigitais	O polegar em oposição aos dedos indicador e médio, com a ponta dos três dedos em contato entre si.	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas
Garra composta	O polegar em abdução, com sua polpa em contato com a região da face média do dedo indicador.	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e principalmente lâminas
Garra de força	Os quatro últimos dedos envolvem o objeto e o polegar, em oposição aos outros, mantém a garra fechada. Os dedos anular e mínimo servem para imprimir uma maior estabilidade à garra.	Cilindros, troncos de cone e paralelepípedos que tem pelo menos uma dimensão bem maior que os limites da mão
Garra em gancho	Semelhante à garra de força com a diferença de que o sentido da força aplicada pelo objeto é axial em relação ao braço.	Geralmente cilindros ou outras formas de objetos usados como alças.
Garra palmar	Semelhante à pinça tridigital, porém, todos os dedos envolvem o objeto, pressionando-o contra a palma da mão. Os dedos anular e mínimo contribuem para uma maior estabilidade da garra.	Esferas, paralelepípedos, troncos de cones e cilindros que se restringem aos limites da mão.

FONTE: Adaptado de Da Cunha (2002).

FIGURA 21 - PRINCIPAIS NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO PARA PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR



FONTE: Sousa e De Andrade (2017).

De acordo com Chappell (2016), o desenvolvimento de uma prótese deve ser baseado no controle de acionamento, o qual pode ser puramente mecânico ou eletromecânico. Este tipo de projeto possui, ainda, uma preocupação quanto à massa elevada, a qual pode representar grandes entraves ergonômicos. Para evitar pontos elevados de tensões e a transmissão de sobrecargas aos músculos do usuário, os projetistas devem modelar próteses para adultos cujo peso não ultrapasse 500 gf, enquanto as próteses destinadas a crianças devem possuir peso inferiores a 200 gf.

Pela falta de semelhança antropomórfica da prótese com a mão humana, estima-se que cerca de 70 % dos usuários abandonem os dispositivos ou não os usem de forma contínua (DE CARVALHO, 2004). Para Salminger et al. (2020), as maiores reclamações dos usuários de próteses modernas são o peso (52,17%) e o desconforto (60,87%). Assim, em média na Áustria, com base nos pacientes atendidos no período de 1996 a 2016 pela *Austrian Trauma Insurance Agency*, a taxa de abandono de próteses foi superior a 50%, sendo que 92,86% dos mesmos estão relacionados ao uso de próteses mioelétricas. A ausência de uma integração entre usuário e projetista, somada aos desafios do desenvolvimento tecnológico, representa obstáculos para a entrega de um produto de ótima qualidade para o

usuário. Questões antropomórficas e ergonômicas devem fazer parte do projeto, tanto quanto o dimensionamento da resistência mecânica e o comportamento dinâmico dos elementos envolvidos.

O desenvolvimento tecnológico de diversos produtos já está incorporado na rotina da maioria dos seres humanos. Grande parte desse desenvolvimento, realizado principalmente por meio da tecnologia assistiva, tem potencial para auxiliar inúmeras PcDs, proporcionando mais mobilidade e autonomia. Um exemplo disso é a impressão 3D, utilizada para produzir próteses de mão customizadas, o que possibilita simplificar todo o processo de produção (MIHAILIDIS; ANDRYSEK, 2016).

### 2.2.1 Contexto Histórico

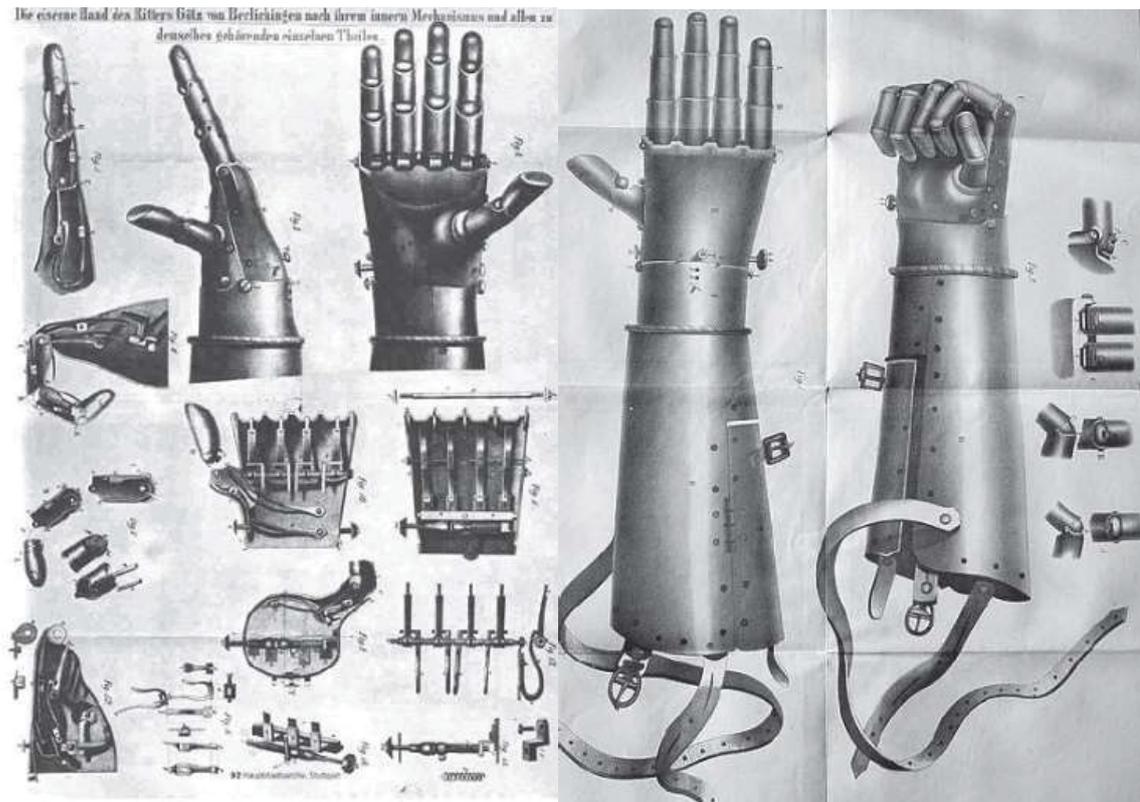
Acredita-se que o surgimento das primeiras próteses possui origem egípcia, por volta de 1.500 anos a.C.. Em estudos recentes, foram descobertas múmias que apresentavam próteses funcionais de dedos feitas a partir de uma espécie de fibra, e possuindo um caráter mais estético que funcional (BAKHY, 2014).

O primeiro relato escrito de uma prótese é atribuído a Herodotus, por volta de 500 a.C., quando um prisioneiro serrou o pé para escapar de suas correntes e, posteriormente, começou a usar um apoio de madeira (ALZUBAIDI; AL-BAYATY, 2017).

No ano de 77 d.C. foi relatado, por um acadêmico romano, um dos primeiros registros de uma prótese de mão. O general romano Marcus Sergius, após ferimento em batalha (Guerra Púnica), recebeu uma prótese feita de ferro. O dispositivo não possuía mecanismos e foi amarrado ao braço, permitindo assim ao general voltar à batalha (ZUO; OLSON, 2014).

O primeiro relato de uma prótese de mão envolvendo mecanismos e elementos como molas e engrenagens data de 1476. O responsável pela prótese foi o suíço Ulrich Wagner, que possuía conhecimento em mecanismos, pois era fabricante de relógios. Em 1505, Wagner montou uma mão para o cavaleiro Götz Von Berlichingen, sendo essa prótese capaz de mover os dedos por meio de botões. A tecnologia é muito similar à prótese francesa desenvolvida por Ambroise Paré, no decorrer do século XVI (BAKHY, 2014). Na FIGURA 22 é possível observar a estrutura, as articulações dos dedos e os mecanismos envolvendo a prótese de Götz Von Berlichingen.

FIGURA 22 - PRÓTESE DE MÃO DESENVOLVIDA PARA GÖTZ VON BERLINCHINGEN, EM 1505



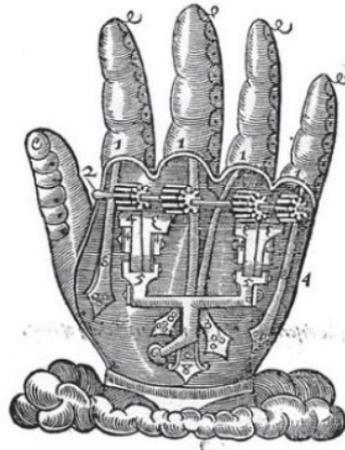
FONTE: Zou e Olson (2014).

A evolução das próteses de mão é marcada por guerras, tendo como referencial o século XVI e, posteriormente, a primeira e a segunda guerras mundiais (CHAPPEL, 2016). No século XVI, a Europa, por meio dos portugueses e espanhóis, criou rotas e colônias no novo continente. Já o colonialismo estabeleceu a doutrina mercantil que, por sua vez, aflorou as principais guerras mercantis europeias.

A primeira prótese de mão foi atribuída ao francês Ambroise Paré (1510), renomado cirurgião dos reis da França: Henrique II, Francisco II, Carlos IX e Henrique III. A criação da referida prótese (período de guerras religiosas na França) data do período em que Paré esteve com soldados feridos (CHAPPELL, 2016). O desenho da prótese é apresentado na FIGURA 23, sendo possível observar a semelhança com a mão humana e elementos de máquinas, como barras e engrenagens.

A FIGURA 24 mostra uma prótese, possivelmente de origem francesa, encontrada no Reino Unido, e possivelmente do século XVI. Acredita-se que possa ser um exemplar da prótese de Paré devido à semelhança dos mecanismos (CHAPPELL, 2016).

FIGURA 23 - PROJETO DA PRIMEIRA PRÓTESE DE MÃO, POR AMBROISE PARÉ NO SÉC. XVI



FONTE: Chappell (2016).

FIGURA 24 - POSSÍVEL PRÓTESE DESENVOLVIDA POR AMBROISE PARÉ



FONTE: Chappell (2016).

O conceito de próteses de mão “automáticas”, com acionamento por movimento do corpo, surgiu em 1818, como criação do dentista alemão Peter Baliff, que utilizou tiras de couro que atuavam como tendões, sendo que, com o movimento do tronco e da cintura as tiras acionavam o movimento das articulações. O desenho do projeto foi adaptado em 1860, pelo conde francês Beaufort, com a proposta de reabilitar soldados franceses. Em 1916, o cirurgião alemão Dr. Ferdinand Sauerbruch relata um projeto no qual o controle também é feito por movimentos musculares, e possibilitava ao paciente realizar movimentos finos como segurar uma xícara de chá e remover um palito de fósforo da caixa. No entanto, o custo da produção era elevado e acabou impossibilitando sua implementação (ZUO; OLSON, 2014).

Após a primeira guerra mundial, várias empresas na Europa detectaram a oportunidade de desenvolver mecanismos protéticos de mão. Em especial na cidade de Londres, empresas, como J. & E. Feris, John Bell & Croyden e W. R. Grossith LTD, ofereciam mãos e braços articulados para os soldados por aproximadamente US\$ 50,00 (CHAPPELL, 2016).

Já em 1948, com o avanço nas pesquisas do alemão Reinhold Reiter, estudante de física em Munich, foi possível desenvolver o controle mioelétrico, sendo apresentada a primeira prótese controlada por um sinal mioelétrico. (CHAPPELL, 2016).

Em 1970 houve o desenvolvimento de um processo de montagem modular das próteses, sendo que os dispositivos receberam uma arquitetura na qual era possível inserir módulos, facilitando, dessa forma, a sua montagem. Na década de 1980, ocorreram duas modificações importantes nos projetos de próteses: o material em fibra de carbono, oriundo de aplicações na indústria aeronáutica; e o auxílio de computador, tanto para a modelagem geométrica via uma plataforma de projeto auxiliado por computador (do inglês, *Computer Aided Design* - CAD) quando para a manufatura auxiliado por computador (do inglês, *Computer Aided Manufacturing* - CAM) (ALZUBAIDI; AL-BAYATY, 2017).

As próteses inteligentes surgiram em 1990, ainda com microcontroladores para próteses de joelhos. Essas próteses são capazes de se adaptar às mudanças de terreno e velocidade, sendo uma evolução que passou a atingir a prótese de mão. Com a evolução de sistemas aplicadas a ergonomia, aliados ao desempenho mecânico, conjugado ao *design*, são pontos de desenvolvimento da engenharia médica que devem evoluir cada vez mais para atingir projetos de mão artificial de mais alta qualidade (ALZUBAIDI; AL-BAYATY, 2017).

Atualmente, as próteses disponíveis no mercado apresentam grande sofisticação mecânica e eletrônica, e alguns dispositivos apresentam revestimento como luvas para que se assemelhem ainda mais com a mão humana. Entre os modelos de destaque estão: próteses da série da i-limb™, desenvolvida pela empresa Touch Bionics®; Hackberry Exiii®, fabricante japonesa que disponibilizou ferramentas de engenharia aberta aos usuários, e a empresa Otto Bock® que produz a bebionic™, uma das mais avançadas próteses do mundo com mecanismos robustos e eficientes (DA SILVA, 2018).

### 2.2.2 Caracterização da Prótese de Mão

Considerando os controles de movimento, as próteses de mão podem ser classificadas em dois grandes grupos: próteses passivas e ativas (FIGURA 25). As próteses passivas são aquelas que não apresentam movimentos e têm uso exclusivamente estético. As próteses ativas, por sua vez, são capazes de realizar movimentos e podem ser divididas em três grupos: ativa por força própria, ativa por força externa e híbrida (união das duas anteriores) (DEL CURA, 2005).

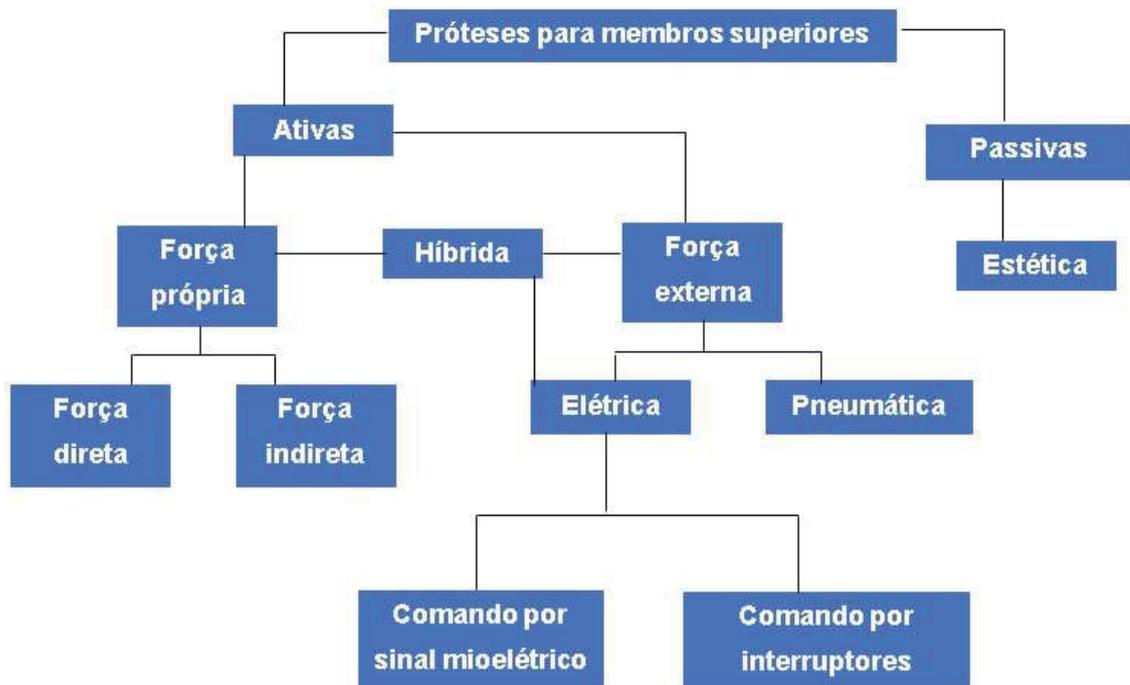
As próteses ativas por força própria, também denominadas próteses endoenergéticas, podem ser classificadas em: ativas por força própria de fonte direta e por fonte indireta. Diz-se que a prótese é de fonte direta quando seu acionamento é realizado diretamente pelo membro afetado, como, por exemplo, parte de um dedo realiza o movimento e a prótese que é ligada a ele é então acionada. Por outro lado, a prótese é de fonte indireta quando um membro diferente da mão aciona o seu movimento. Um exemplo é o movimento do ombro que gera o acionamento de cabos e movimenta os dedos (DEL CURA, 2005; SOUSA; DE ANDRADE, 2017).

Quando o dispositivo é por força externa, também chamado de exoenergéticas, este possui um reservatório de energia, podendo ser uma carga elétrica ou até mesmo um gás para acionamento pneumático (DEL CURA, 2005; SOUSA; DE ANDRADE, 2017). A prótese ativa híbrida possui ambas as características da prótese de fonte própria (direta e indireta) e fonte externa. Um exemplo disso é a prótese mioelétrica, que possuiu uma carga de energia. Entretanto, seu acionamento é realizado por um sinal que pode ser oriundo do próprio membro afetado ou não (SOUSA; DE ANDRADE, 2017).

As próteses de força própria (direta e indireta) são comumente apresentadas e classificadas como próteses mecânicas. Já as próteses mioelétricas são exclusivamente classificadas como eletrônicas. Ambos os modelos podem ser biônicos, quando baseados em sistemas biológicos.

A FIGURA 25 apresenta um fluxograma dos grupos de caracterização em relação à fonte de energia de acionamento das próteses de MMSS. É possível observar que as próteses ativas são divididas em três classes sendo: força própria, híbrida e força externa.

FIGURA 25 - CARACTERIZAÇÃO DAS PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES QUANTO ÀS FONTES DE ENERGIA



FONTE: Adaptado de Del Cura (2005).

As arquiteturas de próteses podem ser divididas em dois grupos: exoesquelética e endoesquelética. A estrutura exoesquelética ou convencional é uma prótese em peça única, e seu material exterior é caracterizado por ser rígido, podendo ser de madeira, alumínio, fibra de carbono ou resina acrílica laminada. Essa prótese possui alta resistência e peso reduzido. Entretanto, suas desvantagens estão associadas à impossibilidade de intercâmbio rápido de peças, menos opções de componentes e difícil realinhamento, encontrando-se atualmente em desuso (SOUSA; DE ANDRADE, 2017).

Já a prótese de estrutura endoesquelética tem como diferencial o sistema modular, com sistemas tubulares conectados por encaixes. Também é formada por material rígido como titânio, podendo ser revestida ou não. Apresenta diversos módulos ajustáveis que podem ser intercambiáveis. No entanto, por possuir eletrônica e mecanismos finos, necessita de constantes ajustes (SOUSA; DE ANDRADE, 2017).

Nas FIGURAS 26 e 27 são apresentadas as próteses de estrutura exoesquelética e endoesquelética, respectivamente, sendo a primeira uma peça “única” e a segunda caracterizada pelos módulos intercambiáveis.

FIGURA 26 - MODELO DE PRÓTESE DO TIPO EXOESQUELÉTICA



FONTE: Autor (2019).

FIGURA 27 - MODELO DE PRÓTESE DO TIPO ENDOESQUELÉTICA



FONTE: Ventimiglia (2012).

A prótese i-limb™ ultra da empresa Touch Bionic®, mostrada na FIGURA 27, apresenta uma construção modular, com encaixe na região de desarticulação de punho. Esta prótese apresenta controles muscular por acionamento mioelétrico e por um aplicativo instalado em celular, sendo possível ajustar a velocidade de abertura e fechamento dos dedos. O polegar tem o movimento metacarpiano regulado manualmente, podendo ser colocado na oposição dos outros dedos. Apresenta 14 tipos de opções de agarre e, dependendo do modelo da linha, ainda é possível selecionar a programação (ÖSSUR, 2017).

A TABELA 2 demonstra algumas características da i-limb™ ultra (considerando um tamanho médio), como massa, força das falanges e informações técnicas quanto à tensão elétrica. Na FIGURA 28 podem ser visualizadas algumas medidas principais das próteses. Observa-se que as dimensões em relação à média do tamanho da mão dos brasileiros são próximas, segundo dados de Pascoarelli et

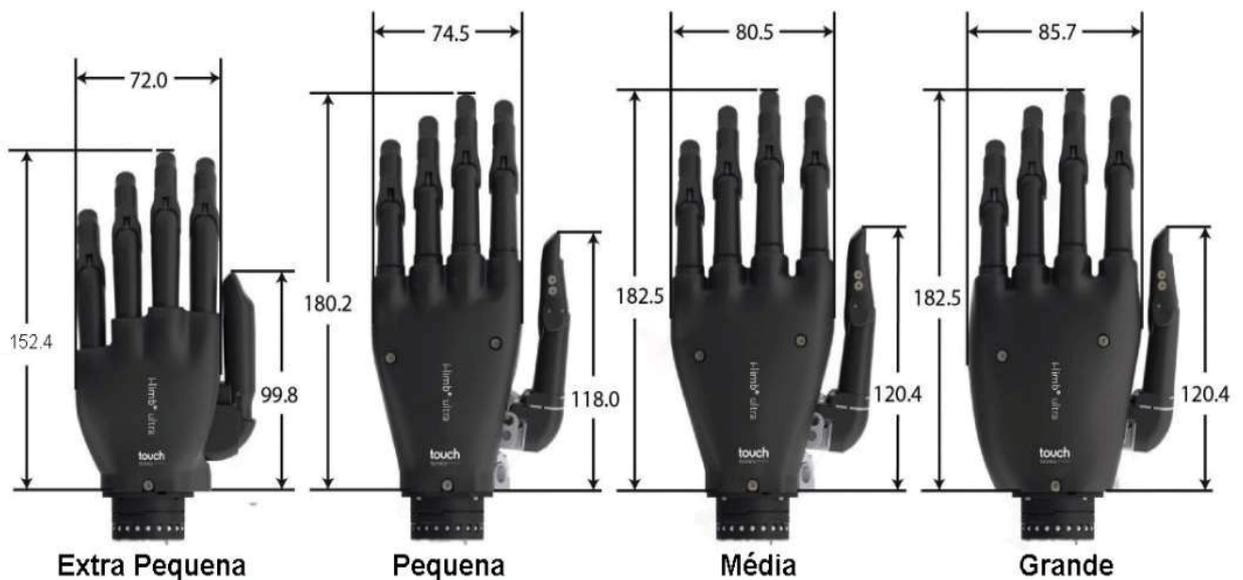
al. (2010). Para a mão direita dos homens, a prótese é menor em 6 mm no comprimento e 7 mm na largura; já para mulheres (mão direita), a prótese é 11 mm maior em comprimento e 3mm maior na largura.

TABELA 2 - PROPRIEDADES DA PRÓTESE I-LIMB™ ULTRA

Especificações	Característica/Valor	
Tensão	7,4 V	
Corrente máxima	5 A	
Capacidade da bateria	2000 mAh	
Limite máximo de força da mão (estático)	90 kgf / 40 kgf (extra pequena)	
Limite máximo de força para dedos (estático)	32 kgf / 20 kgf (extra pequena)	
Tempo de posição aberta para agarre	0,8 s	
Peso do dispositivo	Flexão de punho	578 gf
	Fricção de punho	473 gf

FONTE: Össur (2017).

FIGURA 28 - DIMENSÕES DAS PRÓTESES I-LIMB™ ULTRA



FONTE: Össur (2017).

### 2.2.3 Arquitetura e Elementos da Prótese Biônica

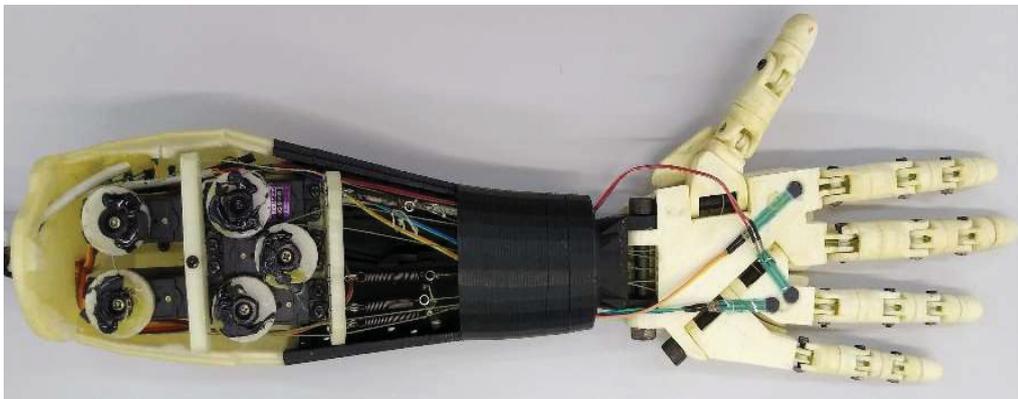
A prótese biônica é formada basicamente pelos dedos, palma da mão, atuadores (servomotor, motorreduzidos ou microatuadores pneumáticos),

microcontrolador, bateria e sensor mioelétrico. Este tipo de prótese pode, ainda, possuir sensores de força, de deslizamento e do ângulo entre falanges (ALZUBAIDI; AL-BAYATY, 2017). Vale destacar que cada elemento demanda uma configuração, de acordo com o modelo e o grau de amputação.

A estrutura de próteses biônicas adquiridas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) do Brasil possui exterior reforçado por fibra de carbono e resina, encaixe interno composto por silicone ou resina flexível e sistema mioelétrico, que apresenta ajuste para o controle de movimentos. A antropomorfia indica semelhança com a mão humana, sendo em luva cosmética manufaturada em látex/silicone (BRASIL, 2018).

Com relação à estrutura mecânica, algumas próteses possuem a arquitetura voltada apenas para reabilitar a partir da região transradial do membro do usuário (FIGURA 21). Nesses modelos, a palma da mão atua, entre outras funções, como estrutura para inserção dedos e canais, onde os cabos ou engrenagens são alojados. Na FIGURA 29 podem ser observados os servomotores acoplados na região transradial.

FIGURA 29 - PRÓTESE COM MOTORES ACOPLADOS NA REGIÃO TRANSRADIAL



FONTE: Autor (2020).

Em modelos de próteses que necessitam atender pacientes que apresentam a região de desarticulação de punho (FIGURA 21) preservada, os motores são acoplados na palma da mão, ligados diretamente por engrenagens ou cabos. Na FIGURA 30, é possível observar que a palma da mão atua como suporte/alojamento dos motores.

FIGURA 30 - PRÓTESE COM MOTOR NA PALMA DA MÃO



FONTE: Alves Jr, De Mello e Imenes (2016).

Já os dedos protéticos são compostos por diversos elementos, sendo que alguns projetos apresentam duas ou três falanges para cada dedo. Para o acionamento, podem ser encontrados projetos que utilizam cabos com funcionamento similar aos tendões humanos, sistema movido por engrenagens, por barras com o conceito de quatro barras e sistemas híbridos com barras e cabos. Os elementos para extensão, em particular, podem ser os mesmos citados anteriormente. No entanto, podem ser constituídos a partir de elásticos, borrachas e molas.

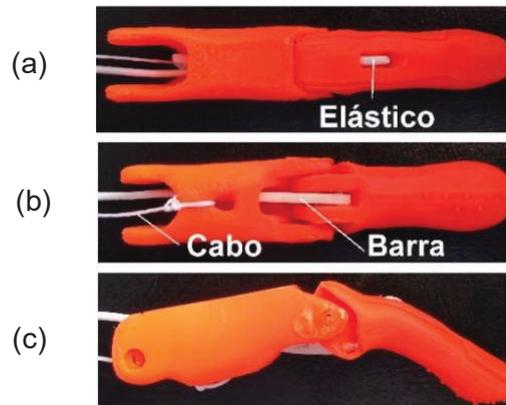
Os elementos de ligação interfalangeanos variam de acordo com cada fabricante, sendo desde parafusos com porcas de pressão (autotravantes) até pinos autotravantes e rebites. O contato dos eixos com as falanges pode ser por meio de buchas ou micro rolamentos, sendo que, nas próteses mais simples, o eixo entra em contato direto com as falanges.

Pode-se observar, na FIGURA 29, que o acionamento (flexão) do dedo é realizado por um cabo, com o qual o servomotor faz a tração. Já o retorno (extensão), por sua vez, é realizado por mola, enquanto o servomotor gira no sentido contrário. Por outro lado, observa-se, na FIGURA 30, que tanto a extensão quanto a flexão são realizadas por barra ligada a engrenagens e motorreductor.

Na FIGURA 31 é mostrado um sistema no qual o dedo opera com elástico, cabo e barra. A flexão é realizada na falange proximal onde o cabo realiza a tração no sentido da palma da mão. A falange proximal, por sua vez, flexiona a falange distal por uma barra. Já a extensão é realizada por elásticos. Na FIGURA 31a

mostra-se a vista superior onde é possível observar o elástico. Por sua vez na FIGURA 31b apresenta a vista inferior com a demonstração da barra na falange distal e cabo na falange proximal. Além destas, na FIGURA 31c, pode ser observar a vista do perfil do dedo.

FIGURA 31 - DEDO PROTÉTICO COM ACIONAMENTO (FLEXÃO) POR CABO E BARRA E EXTENSÃO POR ELÁSTICO



FONTE: Autor (2020).

A utilização de motores está relacionada ao acionamento de dedos protéticos. Para o nível de amputação transradial (FIGURA 21), os motores utilizados podem ser os servomotores. Um exemplo é a utilização do motor Tower Pro® modelo MG 946R, presente na prótese da FIGURA 29. A utilização em conjunto desse modelo com os cinco dedos resulta em uma força de preensão de 50 kgf (XAVIER, 2016), superior à média citada anteriormente, de 30 kgf, para homens. No entanto, novos motorreduzores apresentam rendimentos superiores, ocupando menor espaço e apresentando menos massa. Um exemplo é o modelo da marca Pololu® (FIGURA 32) com redução de 1000/1, inseridos em uma prótese de mão em que a força de preensão pode chegar a 60 kgf.

FIGURA 32 - MOTORREDUTOR DE 1000/1



FONTE: Autor (2022).

## 2.3 FISILOGIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR

O processo de contração muscular envolve alguns estágios, desde o comando do sistema nervoso central à condução do impulso nervoso, passando pela transmissão sináptica, potenciais de ação do músculo (gerando o sinal mioelétrico) até a contração muscular propriamente dita (FAVIEIRO, 2009).

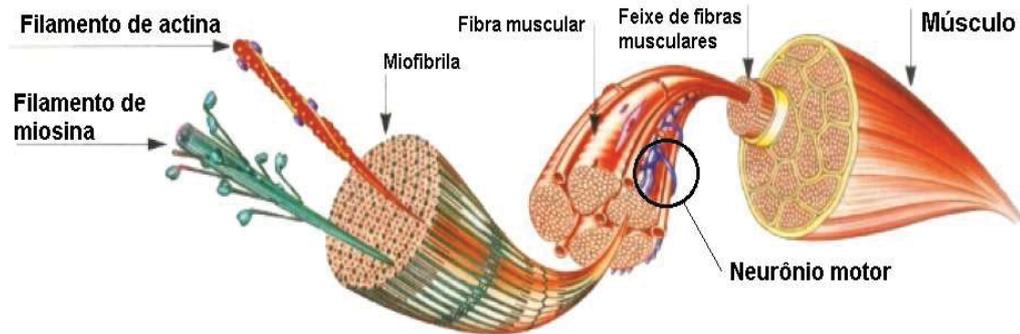
A célula nervosa motora (ou neurônio motor) é responsável pela contração das fibras musculares. Essa célula é revestida por uma membrana plasmática responsável por transmitir sinais neurais (FAVIEIRO, 2009). Em cada neurônio motor há um único axônio (fibra nervosa) que se ramifica e apresenta pequenas bolsas nas extremidades (vesículas sinápticas), as quais têm função de armazenar acetilcolina, um neurotransmissor que estimulará a despolarização da membrana plasmática muscular (sarcolema). Deste modo, a acetilcolina estimula a abertura dos canais de sódio/potássio favorecendo a despolarização celular e estimulando o retículo sarcoplasmático a liberar cálcio. Com a estimulação, os neurotransmissores passarão a informação para a célula nervosa adjacente (GUYTON, 1988, TORTORA, 2000).

Estruturalmente, as fibras musculares, também denominadas miofibrilas, são constituídas por agrupamentos das proteínas miosina (filamentos grossos) e actina (filamentos mais finos). Os filamentos ficam arranjados no corpo da fibra muscular sobrepostos uns em relação aos outros (KOZAN, 2010). Pela disposição desses filamentos na fibra, o músculo esquelético apresenta estrias. Assim, este músculo também é denominado de músculos estriado.

Na FIGURA 33 é possível observar a estrutura de um músculo formado por feixes de fibras musculares. Em destaque, apresenta-se uma fibra envolvida pelo neurônio motor, seguindo com a miofibrila, por sua vez formada pelos filamentos de actina e miosina.

Nos retículos sarcoplasmáticos (unidades funcionais da contração muscular), são armazenadas grandes concentrações de íons de cálcio, tendo como função principal liberar esses íons durante o processo de contração muscular. O potencial de ação muscular é iniciado por uma mudança repentina na permeabilidade da membrana do retículo sarcoplasmático possibilitando uma grande difusão de íons de cálcio para o citoplasma (KOZAN, 2010).

FIGURA 33 - REPRESENTAÇÃO DA ESTRUTURA DE UM MÚSCULO



FONTE: De Barros (2005).

O íon de cálcio tem atração pela tropomiosina, uma molécula presa à actina que impede a ligação entre actina e miosina, fazendo a rotação da actina enquanto a cabeça da miosina se movimenta pela liberação de ATP ( $\text{ADP} + \text{P}_i$ ), permitindo o movimento de encurtamento das pontes de actina/miosina. Uma vez no interior do citoplasma, o cálcio forma um complexo com as proteínas miosina e actina, fazendo com que as mesmas deslizem umas em direção às outras. Constitui-se, assim, o processo contrátil das miofibrilas, o que caracteriza a contração muscular. Uma vez cessado o estímulo, se restabelece o sistema de transporte ativo do retículo, finalizando a contração (DE BARROS, 2005).

O sinal mioelétrico (SME) é gerado devido ao potencial de ação que, após percorrer a fibra muscular, conduz à contração, sendo que nesse momento o músculo se encontra em despolarização.

### 2.3.1 Potenciais de Repouso e Ação

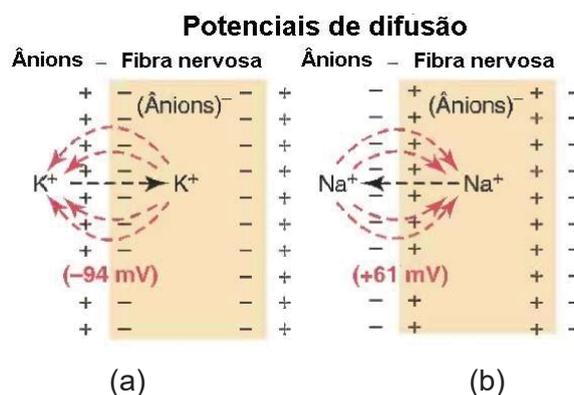
Nas células do corpo existe um potencial elétrico formado devido às diferenças de concentrações iônicas entre as duas faces da membrana e seu potencial de difusão. A concentração de potássio ( $\text{K}^+$ ) no interior das células é maior e os íons  $\text{K}^+$  tendem a migrar para o meio externo, por meio da permeabilidade da membrana celular. Quando os íons  $\text{K}^+$  saem da membrana, eles levam carga elétrica positiva. Assim, na face externa é gerada eletropositividade e a membrana interna passa a ter eletronegatividade (devido aos ânions no interior da célula). Em mamíferos, as fibras nervosas realizam o processo em um intervalo de 1 ms (milissegundo) e apresentam uma diferença de potencial de difusão entre as partes

interna e externa de aproximadamente  $-94$  mV (carga negativa na face interna) (FAVIEIRO, 2009; HALL, 2011).

Nas células musculares e nervosas, a capacidade de produção de potencial por impulsos eletroquímicos é constante e sua finalidade é a propagação do impulso nervoso por reação química, a qual surge com grande rapidez por toda membrana celular. Quando ocorre o potencial de difusão de forma oposta, o potencial é positivo. Um exemplo disso se dá quando a fibra nervosa apresenta alta concentração de sódio ( $\text{Na}^+$ ) no seu meio externo e baixa concentração no meio interno. Assim, os íons de sódio positivos passam para dentro da membrana e criam a polaridade oposta. Nesse caso, com o potencial aumentando, em 1 ms, o potencial é em torno de  $+61$  mV (HALL, 2011).

Uma representação dos potenciais de difusão pode ser vista na FIGURA 34, onde o potássio sai do meio interno com grande concentração e vai para o meio externo carregando os íons positivos e deixando a carga negativa (FIGURA 34a). Na FIGURA 34b, ocorre o contrário com o sódio, quando este sai do meio externo, no qual se encontra em maior concentração, e vai para o interior da célula carregando íons positivos.

FIGURA 34 - POTENCIAIS DE DIFUSÃO COM O POTÁSSIO E O SÓDIO EM FIBRA NERVOSA



FONTE: Hall (2011).

Quanto maior a tendência para que íons transitem para uma direção, maior será a proporção entre as concentrações de íons específicos nos dois lados da membrana. A relação entre as concentrações interna e externa dos íons é utilizada para o cálculo da tendência de passagem dos íons (HALL, 2011). Esta tendência é também, denominada de potencial de Nernst, pode ser obtida pela seguinte expressão:

$$\text{potencial de Nernst (mV)} = \pm 64 \times \log \frac{\text{Concentração interna}}{\text{Concentração externa}}. \quad (1)$$

Nesta, o potencial de Nernst é a força eletromotriz e possui unidade em milivolt. Para a utilização da Equação (1), deve ser considerado o sinal positivo ou negativo. Para o cálculo interno da membrana, é adotado que o líquido que se encontra fora da mesma possui potencial igual a zero. O potencial será positivo quando os íons que saírem da região interna da membrana tiverem carga negativa. Por outro lado, terá sinal negativo quando, na difusão, o íon tiver carga positiva.

Três fatores influenciam o potencial de difusão quando a membrana celular é permeável a vários íons diferentes. Entre estes fatores estão: a concentração dos íons (C) da membrana, sendo os lados interno (i) e externo (o), a permeabilidade da membrana (P) e a polaridade da carga elétrica dos íons. A equação de Goldman-Hodgkin-Katz pode ser utilizada para calcular o potencial interno de membrana. Essa equação relaciona as concentrações iônicas no interior e exterior da célula. Os íons mais importantes para a movimentação de fibras nervosas e musculares são o sódio (Na<sup>+</sup>), o cloro (Cl<sup>-</sup>) e o potássio (K<sup>+</sup>). A equação de Goldman-Hodgkin-Katz, apresentada por (HALL, 2011), é dada por

$$\text{potencial de difusão (mV)} = -61 \times \log \frac{C_{\text{Na}_i^+} P_{\text{Na}^+} + C_{\text{K}_i^+} P_{\text{K}^+} + C_{\text{Cl}_o^-} P_{\text{Cl}^-}}{C_{\text{Na}_o^+} P_{\text{Na}^+} + C_{\text{K}_o^+} P_{\text{K}^+} + C_{\text{Cl}_i^-} P_{\text{Cl}^-}}, \quad (2)$$

sendo que o potencial, definido em milivolt, é a força eletromotriz.

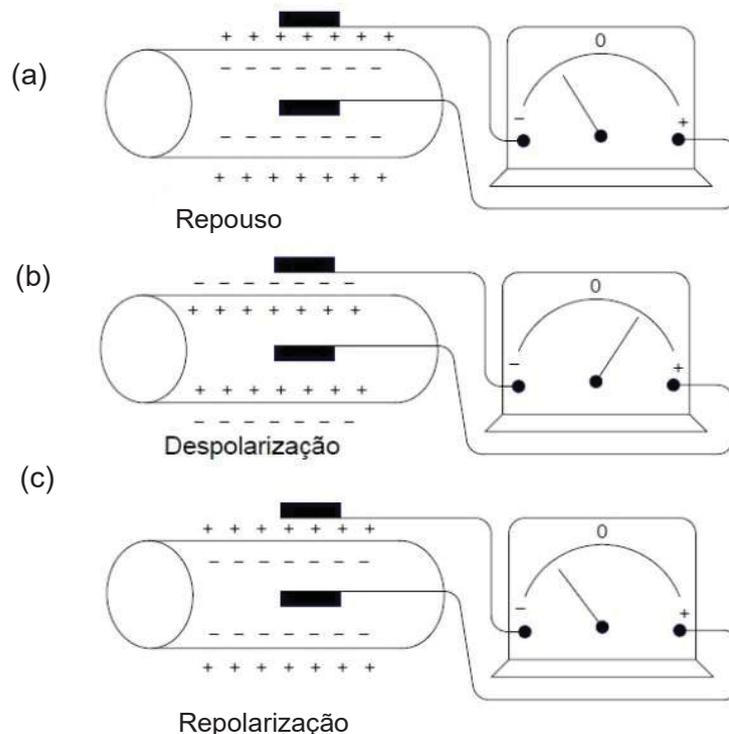
Em repouso, as células das fibras nervosas possuem uma carga interna de -90mV em relação ao potencial externo. Isso é relacionado ao fato de que, para cada três íons de K<sup>+</sup> que saem da célula, apenas dois íons de Na<sup>+</sup> entram, fazendo com que a célula em repouso tenha um potencial negativo. Esse processo é conhecido como bomba eletrogênica (BARROS, 2005).

Quando ocorre um processo de ação muscular, o resultado gerado nas células a partir da emissão de sinais nervosos transmitidos por um potencial de ação faz com que a membrana saia de um estado de repouso, após passar de um estágio de despolarização, para em um estágio de repolarização (MOLETA, 2007; HALL, 2011).

No estágio de repouso, a membrana está polarizada, os canais de sódio são ativados (abertos) e ocorre a despolarização. A despolarização é o instante em que a membrana fica permeável aos íons de sódio, os quais entram com carga positiva, chegando em 10 mV (em alterações típicas), e o nível negativo passa a ser positivo e, em seguida, os canais de sódio são desativados. Após o processo de despolarização, ocorre a polarização, quando, por décimos de milésimos de segundo, com a membrana permeável, os canais de sódio se fecham e começam a restabelecer os níveis de íons potássio. Os canais de potássio são, então, ativados (MOLETA, 2007; HALL, 2011).

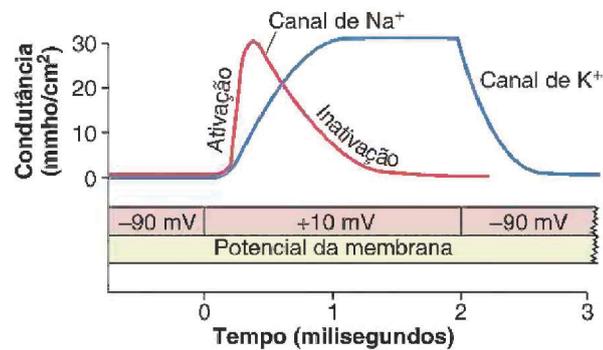
Na FIGURA 35 são representados os eventos sequenciais durante o potencial de ação, ou seja, o potencial de repouso, (FIGURA 35a), a despolarização (FIGURA 35b) e a repolarização (FIGURA 35c). Na FIGURA 36, o mesmo evento pode ser visto, agora com a observação da condutância dos canais que, ativados e inativados, realizam a despolarização e a repolarização, com a ativação do canal de sódio (Na) para a despolarização e, posteriormente, a inativação e ativação do canal de potássio (K).

FIGURA 35 - SEQUÊNCIA DOS ESTÁGIOS DE POLARIZAÇÕES DA MEMBRANA CELULAR



FONTE: Adaptado de Guyton (1988).

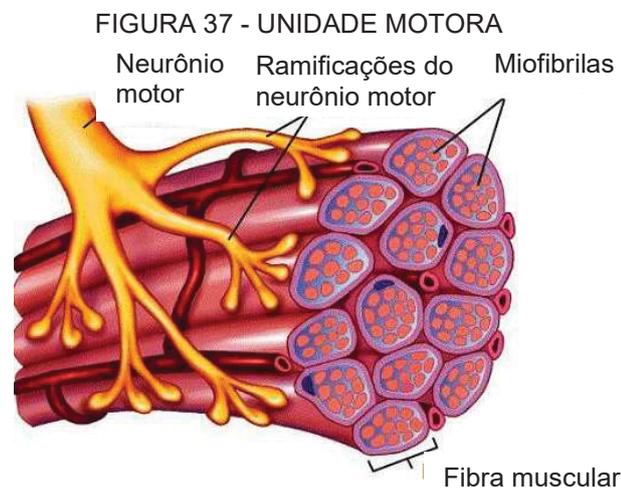
FIGURA 36 - CONDUTÂNCIA EM RELAÇÃO AO POTENCIAL DA MEMBRANA CELULAR COM A SEQUÊNCIA DOS ESTÁGIOS DE REPOUSO, DESPolarIZAÇÃO E REPolarIZAÇÃO ENVOLVENDO OS CANAIS DE ATIVAÇÃO E INATIVAÇÃO DE SÓDIO E POTÁSSIO



FONTE: Hall (2011).

### 2.3.2 Unidade Motora

Anatomicamente, as menores unidades controláveis da fibra muscular, inervadas por neurônios motores, são denominadas unidades motoras, as quais são unidas por junções neuromusculares. Já a taxa de inervação muscular é uma representação da força que o músculo tem capacidade de exercer. Todavia, o controle muscular exercido, por sua vez, é relacionado com o número de unidades motoras utilizadas para a contração. No entanto, essa quantidade pode ir aumentando de acordo com a demanda que o músculo passa a ser exigido (ORTOLAN, 2002). Na FIGURA 37, a unidade motora apresenta as suas ramificações em volta da fibra muscular, nas quais ocorrem os estímulos de contração.



FONTE: Jamal (2012).

A força muscular não é resultado apenas do número de unidades motoras. A contração muscular depende ainda da frequência de estímulos. Após determinada frequência de ativação, o músculo começa a contração de forma gradual, ocorrendo uma sobreposição dos estímulos, fenômeno denominado tetanização. A tetanização nas fibras musculares rápidas é de aproximadamente 100 Hz. Já nas fibras lentas, a frequência é 5 vezes inferior (ORTOLAN, 2002). Na TABELA 3 são apresentadas as unidades motoras e suas propriedades.

As unidades motoras são divididas em três tipos:

- Rápida e fatigante (FF) que possui fadiga rápida e pode ter contração e relaxamento rápidos;
- Lenta (S) que é considerada resistente à fadiga, apresentando fibras de maior força quando entra na frequência tetânica; e
- Rápida e resistente à fadiga (FR) que possui fibras musculares de apenas dois tipos, sendo de propriedade intermediária. (GHEZ et al., 1991; ORTOLAN, 2002).

TABELA 3 - CLASSIFICAÇÃO E CARACTERÍSTICAS DAS UNIDADES MOTORAS

<b>Tipo de unidade motora</b>	<b>FF</b>	<b>FR</b>	<b>S</b>
Velocidade de contração	Rápida	Rápida	Lenta
Tempo de tensão de contração	Pequeno	Pequeno	Grande
Resistência à fadiga	Baixa	Alta	Muito Alta
Tensão tetânica	Alta	Intermediário	Baixa
Enervação	Grande	Intermediário	Pequena
Frequência de uso	Baixa	Intermediário	Alta
Tamanho do corpo celular da unidade	Grande	Intermediário	Pequena

FONTE: Robson (1989).

### 2.3.3 Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP)

Com a sequência de contração e relaxamento da fibra muscular ocorre o aparecimento do sinal elétrico. Este fenômeno é denominado de potencial de ação da unidade motora (MUAP, acrônimo de *Motor Unit Action Potential*) (GUYTON, 1998). Para Favieiro (2009), a partir do momento em que o envio do potencial de ação é realizado pelo neurônio, todas as fibras são estimuladas, porém não de

forma simultânea, pois ocorrem pequenos atrasos. No entanto, a soma dos potenciais nas diversas fibras é que dá origem ao MUAP.

Para Moleta (2007), o ciclo do potencial de ação dura poucos milissegundos, de 2 ms a 10 ms, e envolve a alteração de polaridade, sendo a tensão negativa para a positiva e posteriormente negativa. O ciclo deve ser repetido para que a contração muscular seja mantida, e a repetição é denominada de trem de potencial de ação da unidade motora (MUAPT, acrônimo de *Motor Unit Action Potential Train*) (MOLETA, 2007; FAVIEIRO 2009). Mesmo nesse curto espaço de tempo do ciclo do potencial de ação, a faixa de frequências se situa entre 5 Hz e 10 kHz e apresenta uma amplitude de tensão de 100  $\mu$ V a 2mV (ALMEIDA, 1997; DE MORAES, 2016).

## 2.4 SINAIS MIOELÉTRICOS

Os músculos produzem sinais elétricos quando submetidos à contração e ao relaxamento. As metodologias de medição e análise desses sinais mioelétricos (SME) fazem parte das técnicas de eletromiografia (EMG) (DE LUCA, 2006; KONRAD, 2005).

Estudos relativos a SME não são novidades na ciência pois, já em 1666, o italiano Francesco Redi documentou a primeira dedução de que o músculo é capaz de produzir potencial elétrico. Entretanto, apenas em 1791, Luigi Galvani demonstrou que a contração muscular poderia ser realizada após despolarização. O experimento ocorreu em pernas de sapos (ANDRADE, 2007). Desse período do século XVII aos dias atuais, as técnicas de EMG têm sido amplamente utilizadas e, com contribuições de inúmeros pesquisadores, têm crescido e aperfeiçoando seus procedimentos. Nos dias atuais, o principal uso da EMG é como ferramenta no diagnóstico de disfunções neuromusculares (MENDONÇA, 2016).

A medição do SME depende de uma série de fatores que incluem a posição dos eletrodos e o desempenho do amplificador mioelétrico. O ruído médio deve estar abaixo de 2 mV (KONRAD, 2005). Como regra geral, é sabido que um músculo saudável em estado relaxado não emite um valor significativo de SME. Todavia, por exemplo em atletas, um SME bruto (sem retificação ou suavização) costuma variar entre 5 mV (pico a pico) e apresentar frequência entre 6 Hz e 500 Hz (analisado por meio de eletrodos de superfície) (KONRAD, 2005).

As faixas características de amplitudes e frequências do SME são apresentadas na TABELA 4, onde é possível observar que, nos nervos, tanto a frequência quanto a amplitude possuem valores mais elevados. Nos sinais de superfície, a frequência é inferior devido ao isolamento proporcionado pela pele.

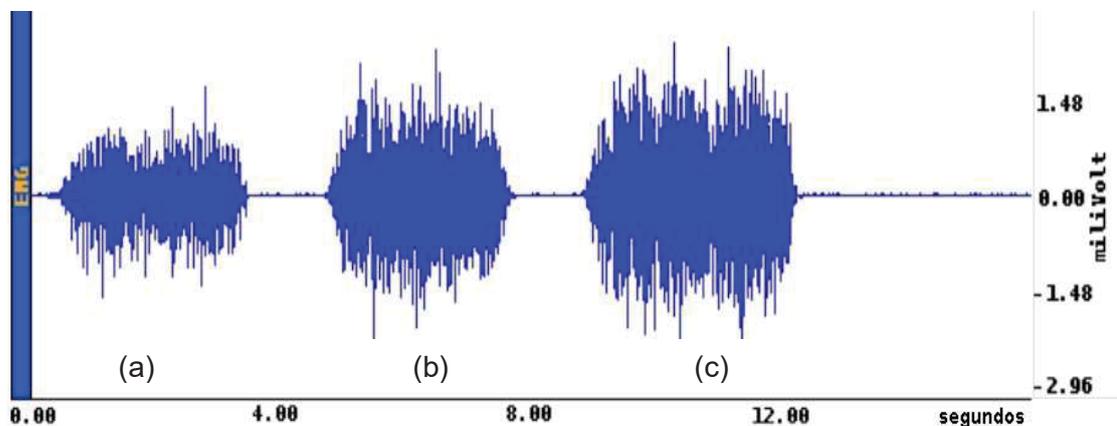
TABELA 4 - VALORES CARACTERÍSTICOS DE AMPLITUDES E FREQUÊNCIAS DE SME EM ATIVIDADE E REPOUSO

Sinal	Faixa de amplitude (mV)	Faixa de frequência do sinal (Hz)	Tipo de eletrodo utilizado
EMG interno	0,05 – 5	0,1 – 10000	Agulha/Fio
EMG de superfície	0,01 – 5	1 – 3000	Superfície
Potenciais de nervo	0,005 – 5	0,1 – 10000	Agulha/Fio

FONTE: Xavier (2016).

Quanto maior a amplitude de um SME, maior é a contração muscular. Lopes (2014) relatou um experimento no qual ocorrem três contrações do quadríceps, sendo obtidos SMEs referentes à cada uma delas. No experimento (FIGURA 38), a amplitude do sinal, com o músculo em repouso, é aproximadamente 30  $\mu$ V, sendo também possível observar as amplitudes do SME em três contrações (regiões (a), (b) e (c)). Nesse sinal, a terceira corresponde a maior amplitude. Na TABELA 5, são detalhadas as relações de intensidade do SME com a amplitude do sinal nas três contrações. Na terceira contração a amplitude chegou a 4,9 mV e correspondeu a uma força de 772 N.

FIGURA 38 - RELAÇÃO DA INTENSIDADE DO SME EM RELAÇÃO AO TEMPO



FONTE: Adaptado de Lopes (2014).

TABELA 5 - VALORES CARACTERÍSTICOS DE RELAÇÕES DE FORÇA E AMPLITUDE DE TENSÃO PICO A PICO DO SME

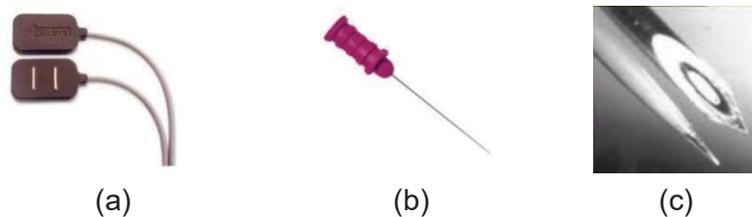
Contração	Força (N)	Amplitude do SME (mV)
Primeira	362	3,1
Segunda	575	4,1
Terceira	772	4,9

FONTE: Adaptado de Lopes (2014).

#### 2.4.1 Eletrodos

A captação de SMEs pode ser realizada com o auxílio de eletrodos, os quais podem ser de dois tipos: de superfície, que captam os sinais eletromiográficos superficiais (SE-S) e são fixados na pele do usuário; e eletrodos invasivos que recebem os sinais eletromiográficos internos (SE-I), os quais são divididos em agulha e fio fino (JAMAL, 2012). Na FIGURA 39 podem ser observados os eletrodos de superfície (FIGURA 39a), os eletrodos invasivos de fio fino (FIGURA 39b) e o eletrodo de agulha (FIGURA 39c).

FIGURA 39 - TIPOS DE ELETRODOS



FONTE: Adaptado de Jamal (2014).

Os eletrodos apresentam na sua composição um revestimento de prata-cloreto de prata (Ag-AgCl). Esse material possui como vantagens o fato de não ser polarizado (evitando a indução) e ser ótimo condutor elétrico. A camada de AgCl possibilita ainda uma redução de ruído, uma vez que a corrente passa livremente pelo revestimento (ORTOLAN, 2002; JAMAL, 2014).

Os eletrodos de superfície são cada vez mais usados. Sua principal característica é possibilitar um equilíbrio químico entre a sua superfície e a pele, com uma condução eletrolítica na qual a corrente da área de contato passa para o eletrodo. Já os eletrodos invasivos necessitam de maior precisão e devem ser inseridos apenas por profissionais da área de saúde. No entanto, estes

equipamentos apresentam a vantagem de eliminar o isolamento oferecido pela pele. Em geral, os eletrodos invasivos são utilizados em estudos neuromusculares e avaliações médicas (JAMAL, 2014).

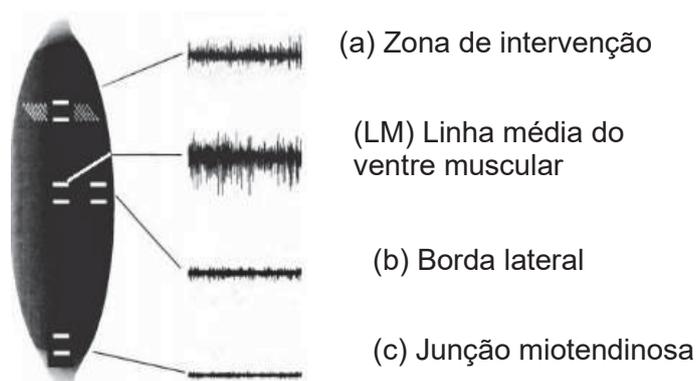
Com a variação da aplicação dos eletrodos e dos músculos analisados, as amplitudes típicas para eletrodos não invasivos variam normalmente de 50  $\mu\text{V}$  a 5 mV (podendo ter amplitude de até 10 mV) com frequência de até 500 Hz (ALMEIDA, 1997; DE MORAES 2016).

#### 2.4.2 Posição do Eletrodo

Para aquisição de SMEs deve ser levada em conta a posição do eletrodo nas fontes eletrofisiológicas do corpo, sendo que cada unidade motora contribui de uma forma (XAVIER, 2016). Para De Luca (1997), a zona de inervação, borda lateral e a junção miotendinosa são regiões inapropriadas para fixação do eletrodo. A posição correta pela amplitude de SME é a linha média do ventre muscular (LM), localizada entre a zona de inervação mais próxima e a região miotendinosa da junção. Um fator importante é a necessidade de identificar a zona e os fluxos iônicos, onde músculos com a maior taxa de ativação das unidades motoras produzem sinal elétrico com maior amplitude.

Na FIGURA 40, mostra-se uma representação genérica da amplitude do SME em mV, em que é possível notar que na linha média do ventre muscular (LM) o sinal é maior que na zona de intervenção. Na borda lateral (FIGURA 40b) e junção miotendinosa (FIGURA 40c) os sinais são ainda menores.

FIGURA 40 - AMPLITUDE DA FAIXA DO SME EM DIFERENTES PONTOS DE MEDIÇÃO DE UM MÚSCULO



FONTE: De Luca (1997).

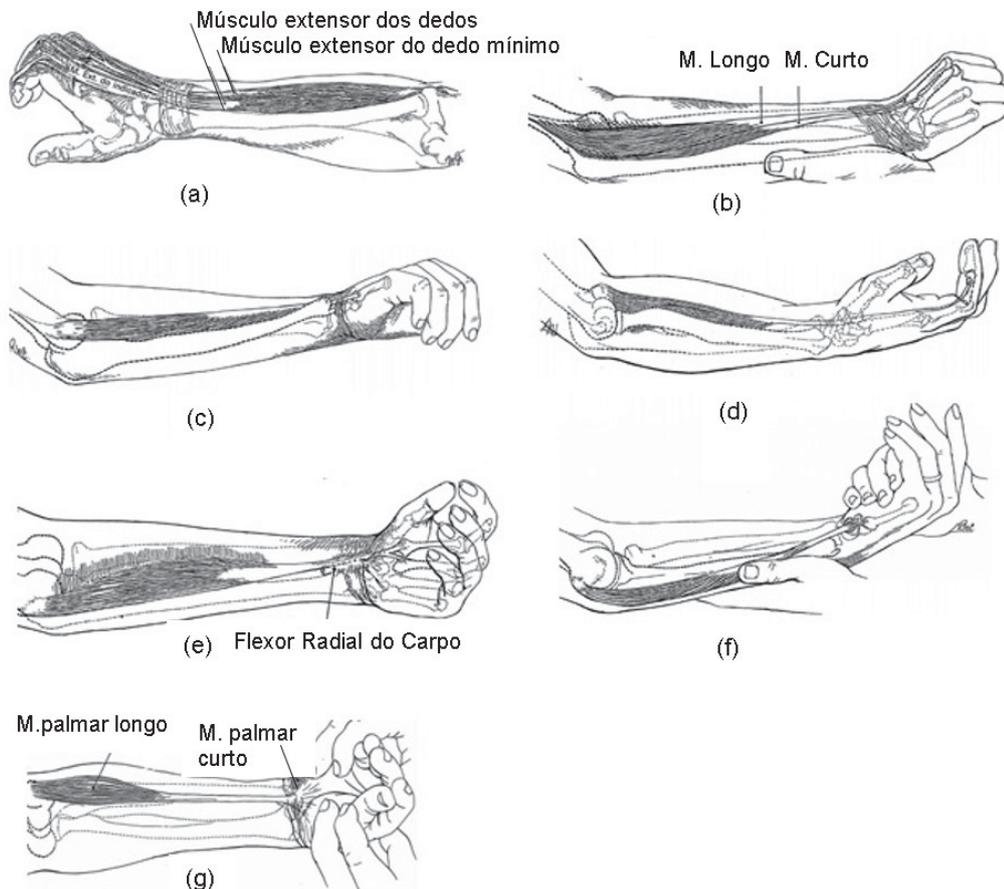
Para Andrade (2007), o sinal SME superficial em próteses de mão deve ser obtido nos principais grupos musculares, sendo eles: os extensores e os flexores. Na TABELA 6, estão elencados os principais grupos e músculos da mão, enquanto na FIGURA 41 é possível observar a localização dos músculos.

TABELA 6 - PRINCIPAIS MÚSCULOS PARA POSICIONAMENTO DE ELETRODOS DE SUPERFÍCIE EM PRÓTESES DE MÃO

Grupo	Músculo	Localização
Extensor	Dos dedos e do dedo mínimo	FIGURA 29a
	Radiais longos e curto do carpo	FIGURA 29b
	Ulnar do carpo	FIGURA 29c
Flexor	Superficial dos dedos	FIGURA 29d
	Radial do carpo	FIGURA 29e
	Ulnar do carpo	FIGURA 29f
	Palmar longo e curto	FIGURA 29g

FONTE: Adaptado de Andrade (2007).

FIGURA 41 - PRINCIPAIS MÚSCULOS PARA INSERIR SE-S PARA PRÓTESES DE MÃO



FONTE: Adaptado de Kendal et al. (2007).

### 2.4.3 Processamento de Sinais

Devido ao fato do SME possuir baixa amplitude, se faz necessária a amplificação do sinal utilizando, por exemplo, um amplificador de instrumentação. Um problema decorrente disso é o ruído captado. A relação sinal-ruído deve ser elevada. Para Xavier (2016), há cinco diferentes sinais no momento da captação do eletrodo, sendo:

- 1) sinal indesejado no momento da aquisição;
- 2) sinal desejado;
- 3) interferência provida pelo “isolamento” da pele e eletrodo;
- 4) ruído; e
- 5) interferência do sistema eletrônico.

Em relação ao amplificador, os fatores de maior importância são:

- a quantidade suficiente de amplificação aplicada ao sinal (ganho) obtida pela relação da tensão que entra sobre a tensão que sai no amplificador;
- a relação sinal/ruído; e
- a definição da região de frequência trabalhada (largura de banda) (MENDONÇA, 2016).

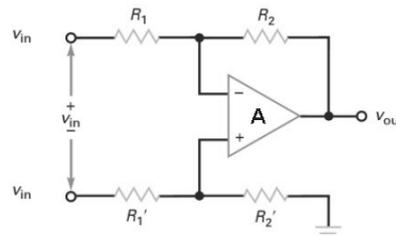
Existem dois tipos básicos de amplificadores: diferencial e o de instrumentação. O amplificador diferencial possui duas entradas para a recepção do sinal, sendo que a sua resposta é a diferença entre os sinais recebidos. Com isso o sinal que for comum às duas entradas é descartado (SEDRA; SMITH, 2007). O amplificador diferencial básico, mesmo sendo o mais utilizado na aquisição de SME, apresenta como desvantagem a baixa resistência de entrada, o que pode ser um problema para algumas medições (MENDONÇA, 2016; BRONZINO, 2006). A FIGURA 42 apresenta o circuito eletrônico de um amplificador diferencial utilizado para SME, onde  $V_{in}$  é a tensão de entrada, R é a resistência, A é o amplificador e  $V_{out}$  é a tensão de saída.

Para Bronzino (2006), conforme a FIGURA 43, as principais etapas do processamento de um amplificador diferencial são:

- a pré-amplificação;

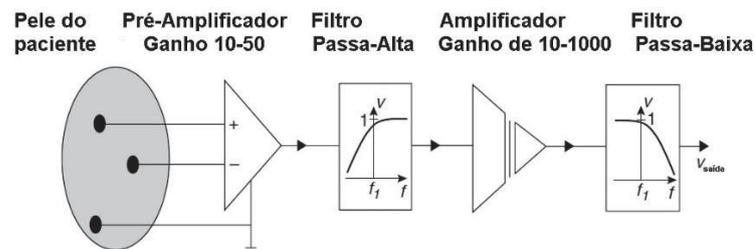
- a remoção das interferências causadas pela baixa frequência e pela corrente contínua (CC), onde é utilizado o filtro passa-alta;
- amplificação do ganho; e
- o filtro de sinal conectado à saída passa-baixa (estágio de isolamento).

FIGURA 42 - AMPLIFICADOR DIFERENÇA



FONTE: Adaptado de Malvino e Bates (2011).

FIGURA 43 - ESTÁGIOS DE PROCESSAMENTO DE SME PELO AMPLIFICADOR BIOPOTENCIAL



FONTE: Bronzino (2006).

Os filtros possuem a função de proporcionar um SME com um nível mínimo de ruídos. Caso não seja filtrado, o SME pode ficar muito ruidoso e não poderá ser utilizado adequadamente. Como na captação do SME surgem ruídos de baixas e altas frequências, no circuito de condicionamento de sinais deve haver filtros de baixas e altas frequências (RIBAS, 2015; JAMAL, 2012).

O amplificador de instrumentação possui algumas diferenças em relação ao amplificador diferencial. Devido ao alto índice de rejeição comum, a sua precisão é superior mesmo em ambientes que causam ruídos. O amplificador de instrumentação é ideal para medições em baixa tensão, característica do SME. Isso ocorre em decorrência de sua alta impedância de entrada com  $10^9 \Omega$  (JUNG, 2005).

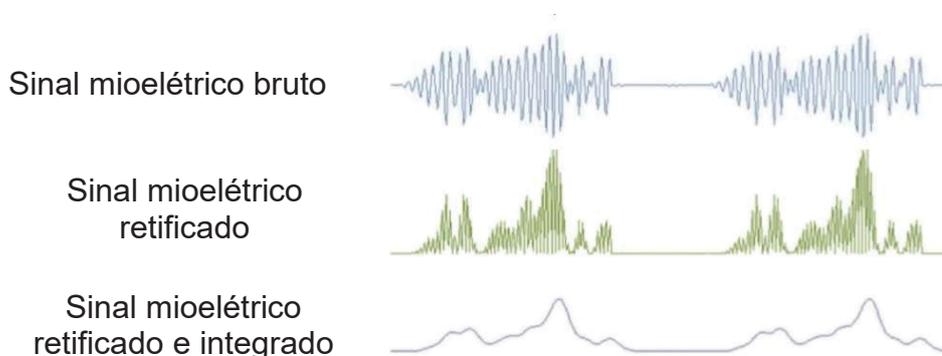
O amplificador de instrumentação opera com a diferenciação do par de entradas, sendo direcionado apenas para uma saída (referência). O seu ganho é determinado pelo ajuste do resistor de ganho ( $R_G$ ). Nesse ponto, o amplificador em

questão é diferente dos demais, os quais podem ser ajustados com a combinação de componentes (RIBAS, 2015).

Outra forma de melhorar o sinal é a demodulação, pois ela permite filtrar informações específicas. Entre as técnicas de demodulação está a retificação. Esta é bastante utilizada no processamento de SME por preservar a energia do sinal. O sinal não processado é detectado pelo eletrodo de superfície. Assim, atribui-se uma polaridade única. Se a polaridade única for obtida pela inversão de uma polaridade do sinal esta é chamada de retificação de onda completa, modo no qual é mantida a energia do sinal. Caso seja realizada a conversão, elimina-se a polaridade do sinal e o processo é denominado de retificação de meia onda (ANDRADE, 2007).

Na FIGURA 44, são mostrados os sinais do SME bruto, retificado, e retificado e integrado, captada pelo sensor comercial MyoWare™ AT-04-001. Na imagem, é possível notar que o sinal retificado e integrado é mais limpo e os ruídos foram significativamente reduzidos.

FIGURA 44 - AMPLITUDE DO SME BRUTO, RETIFICADO, RETIFICADO E INTEGRADO DO SENSOR MYOWARE™



FONTE: Adaptado de Sparkfun (2015).

## 2.5 DESENVOLVIMENTO DE PROJETO

Para Pahl et al. (2013), o ato de projetar é uma atividade que requer conhecimentos de diversas áreas. O projetista, além de incrementar questões técnicas e criativas na concepção do projeto, ainda precisa do domínio de diversos conceitos que vão englobar a metodologia do novo produto. Não há como o projetista criar projetos de qualidade sem deter o conhecimento de áreas da física, matemática, mecânica, eletrotécnica, processos de produção e ciência dos materiais.

Conforme Baxter (2011), o desenvolvimento do projeto deve seguir algumas regras básicas. Inicialmente, devem ser fixadas as metas para criar o novo produto, e todas devem ser verificáveis, tangíveis e ter forma clara. Na concepção do projeto é necessária uma fonte criativa, e as ideias sempre devem estar presentes no processo e registradas, uma vez que podem ser aproveitadas em outro momento. Além disto, é necessário o acompanhamento de cada etapa do projeto, pois o bom andamento se dá pela análise das etapas. Quando houver evidências de que o projeto não foi implementado de forma correta, o mesmo deve ser interrompido, e, caso tenha gerado um produto na condição descrita, este deve ser eliminado.

O projeto é uma atividade que deve ter um começo, um meio, e um fim bem definidos. Para Pahl et al. (2013) há o ponto de vista metodológico e organizacional do projeto. No primeiro, os objetivos devem ser predeterminados e sempre dependentes dos pontos de conflito, que são os pontos mais críticos. Neste, o projeto acaba sendo um processo de otimização para o produto. Do ponto de vista organizacional, o projeto deve contemplar o ciclo de vida do produto, sua estratégia em relação ao mercado e a geração de valores que a atividade irá produzir.

Segundo Silva (2018), o projeto contempla três fundamentos: recurso (material e/ou humano), tempo e produto, e este, por sua vez, será o resultado de todas as ações de devem ser previstas. Com os elementos descritos, o projeto ainda contempla uma série de seis atributos que são descritos na TABELA 7.

TABELA 7 - ATRIBUTOS DE UM PROJETO

<b>Atributos</b>	<b>Descrição</b>
Objetivo	Definição clara do resultado pretendido.
Processo	Modo e sequência de como as atividades serão realizadas.
Recurso	Representam os recursos físicos e humanos que tornam viáveis a implementação do processo.
Período	Tempo que será percorrido para conclusão.
Cliente	Investidor que fornece as condições financeiras para viabilizar a ação.
Grau de incerteza	Estimativa de hipóteses de como o processo irá ocorrer envolvendo todas as incertezas que estão presentes no projeto.

FONTE: Silva (2018).

Segundo Rosenfeld et al. (2010), há diversos critérios para a classificação do projeto no desenvolvimento de um produto. O critério mais usual é definido de acordo com o grau de mudanças do novo projeto em relação ao anterior. No entanto, há diferenças de um setor para o outro. As indústrias alimentícia e automotiva, por exemplo, adotam modelos diferentes para os critérios. Na FIGURA 45 é demonstrada a classificação usual para o setor de bens e capital e também para bens de consumo duráveis.

FIGURA 45 - TIPOS DE PROJETOS BASEADOS NA INOVAÇÃO

		Amplitude da Mudança de Projeto			
		Conceito novo	Próxima geração	Adição de produto à família	Incrementais e derivados
Amplitude de Mudança no Processo	Pesquisa e desenvolvimento avançado				
	Conceito novo	<b>Inovações Radicais</b>			
	Próxima geração		<b>Próxima geração ou Plataforma</b>		
	Melhoria em um departamento			<b>Projetos incrementais e derivados</b>	
	Ajustes e mudanças incrementais		Alianças ou projetos de parcerias		

FONTE: Adaptado de Rosenfeld et al. (2010).

Os projetos incrementais ou derivados são baseados em projetos anteriores com pequenas modificações, e geralmente apresentam pequenas modificações e otimizações no processo de produção. Projetos de próxima geração ou plataforma, já apresentam significativas alterações para o cliente, porém ainda não apresentam mudanças de tecnologia ou material empregado. Os projetos radicais, por sua vez, apresentam grandes modificações tanto no projeto quanto no processo, e, além de apresentar novos materiais, podem incorporar uma nova classe para o produto (ROZENFELD et al., 2010).

Os projetos chamados de *follow-source* (do inglês, seguir a fonte) são utilizados em países como o Brasil. Este tipo de projeto geralmente chega de uma outra unidade da empresa, é apenas adaptado à realidade local, e não passa por ajustes significativos. De forma menos comum, há o projeto de pesquisa avançada, que tem por objetivo criar valores para futuros projetos, e não há necessidade de

objetivos comerciais de curto prazo. Este projeto não trata especificamente do desenvolvimento de um produto e sim da própria pesquisa. Vale ressaltar que ainda há diferentes tipos de projetos, ficando a critério da empresa adotar outra abordagem para o gerenciamento do seu portfólio (ROZENFELD et al., 2010).

Segundo Silva (2018), para o bom andamento de um dado projeto, existem diversos pontos que, quando mal planejados, podem restringir todo o processo e fazer com que acabem impactando de forma negativa. Os fatores que devem ser observados, e mantido o devido equilíbrio são: escopo, qualidade, planejamento, orçamento, recursos, risco e satisfação do cliente. Na TABELA 8, esses fatores que compõem o projeto são detalhados.

TABELA 8 - FATORES QUE TRAZEM O ÊXITO DE UM PROJETO

<b>Fatores</b>	<b>Descrição</b>
Escopo	Registro das informações referentes as tarefas, metas e prazos para a entrega do projeto proposto.
Qualidade	A qualidade deve seguir padrões estabelecidos inicialmente. De forma clara estes padrões serão a referência para o resultado gerado pelo projeto, no qual será definido o aceite ou não pelo cliente.
Planejamento	Logo quando definido os objetivos para o projeto, deve ser realizado um cronograma para realização das atividades e término do escopo. As datas são delineadas e devem ser respeitadas de acordo com o andamento do projeto.
Orçamento	Total do investimento empenhado pelo cliente. Os aportes financeiros podem ser programados de acordo com o planejamento do projeto.
Recursos	Os recursos são divididos em: recursos humanos, físicos e financeiros. O primeiro se refere aos profissionais inseridos no processo. Já o recurso físico envolve a estrutura necessária e equipamentos. O recurso financeiro contempla o orçamento disponível para o projeto.
Risco	Os riscos devem ser mapeados e analisados de forma criteriosa. A probabilidade e os possíveis impactos que podem trazer ao projeto devem ser rigorosamente levantados.
Satisfação do Cliente	A satisfação do cliente tende a ser alcançada não apenas com a realização do escopo, mas quando é construída uma relação de trabalho com base na confiança. Quando o projeto necessita de alterações é a confiança entre cliente e projetista que mantem o bom andamento.

FONTE: Adaptado de Silva (2018).

### 2.5.1 Engenharia de Produto

O produto é uma consequência de todos os processos definidos e realizados pelo projeto. Rosenfeld et al. (2010) descrevem que, por meio de uma necessidade de mercado e pela união de diversas atividades que procuram as melhores estratégias competitivas, o produto é concebido. O desenvolvimento de um produto se torna um processo de negócio, que as empresas utilizam como ferramenta para firmar sua posição frente ao mercado. Por este motivo é necessário criar novos produtos de qualidade em espaço reduzido de tempo.

Para Baxter (2011) o ponto chave para o sucesso de uma inovação em um projeto é o gerenciamento dos riscos envolvidos, principalmente nas definições das metas e eliminação do produto quando é observado erro no projeto. O desenvolvimento de um novo produto exige uma complexa atenção, sendo o resultado de compromissos assumidos e realizados. Na TABELA 9, são mostradas a rede de pessoas e as expectativas envolvidas na elaboração de novos produtos.

TABELA 9 - REDE DE INTERESSE NO DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS

<b>Público interessado</b>	<b>Expectativa</b>
Consumidores	Produtos com qualidade superior ao anterior, implementações de novos conceitos e tecnologias e preços acessíveis.
Vendedores	Produtos com novas abordagens para vantagens comerciais.
Engenheiros de produção	Esperam a otimização para a linha de produção e montagem, no qual o processo se torne simples e fácil.
<i>Designers</i>	Busca pela abordagem de novas tecnologias, materiais, processo e soluções.
Empresários	Esperam um rápido retorno do capital investido, mantendo o objetivo de investimentos comedidos.

FONTE: Adaptado de Baxter (2011).

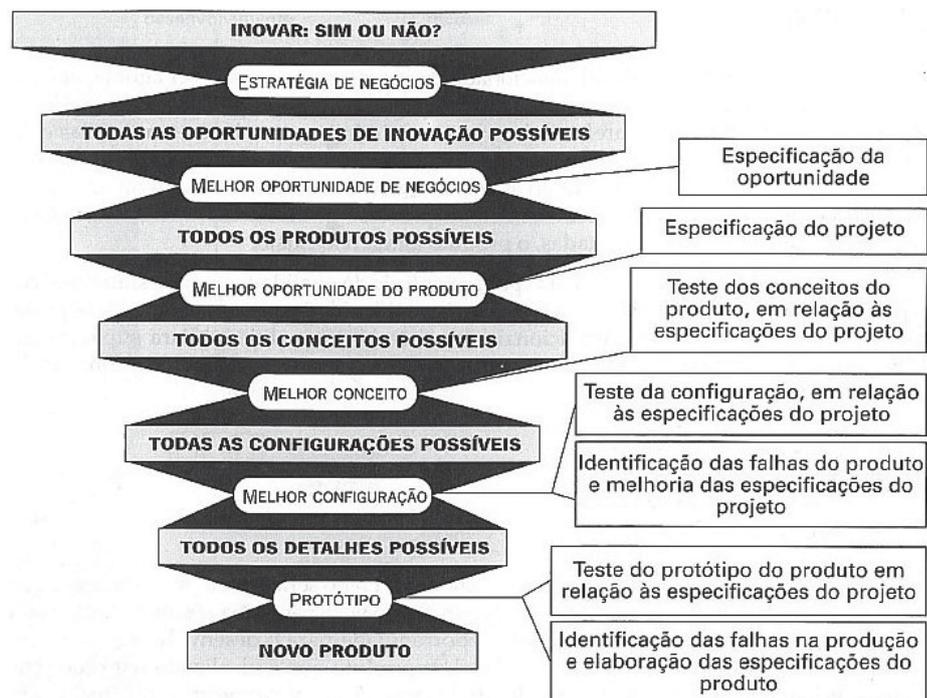
Criar novos produtos envolvem quatro princípios: viabilidade e especificações; projeto e desenvolvimento; engenharia de produção; fabricação e vendas. Já os fatores que envolvem o sucesso no desenvolvimento são: forte orientação para o mercado; planejamento; especificações prévias; e fatores internos à empresa. O primeiro fator representa as vantagens e benefícios diretos para o consumidor. O cumprimento deste fator pode representar cinco vezes mais chances de sucesso do produto. O planejamento e a especificação prévia, referentes à especificação

concisa e detalhada do produto, são fatores que devem ser definidos antes do desenvolvimento, com chance de multiplicar por três o sucesso do produto. Por último, os fatores internos à empresa, a integração da equipe técnica e de *marketing*, bem como o bom trabalho de ambas, pode ter a chance de sucesso multiplicada por 2,5 (BAXTER, 2011).

Uma vez que o produto parte de uma necessidade de mercado e um posicionamento estratégico da empresa, há um importante estágio denominado de processo de desenvolvimento de produto (PDP). Tido como a interface da empresa com o mercado, o PDP é fundamental para o produto e o posicionamento da empresa frente ao mercado. Neste ponto, as soluções devem ser identificadas, se necessário, devem ser criadas soluções, antecipação de metas e mudança de estratégias (ROZENFELD et al., 2010).

O PDP apresenta incertezas e riscos no decorrer do desenvolvimento de um novo produto. Para visualizar todos os pontos e facilitar o processo de decisão foi criado o funil de decisões (FIGURA 46). O funil é dividido em retângulo sombreado e com forma circular e vazado, o primeiro representa as possíveis alternativas, já o segundo demonstra as decisões relativas à seleção do item anterior (BAXTER, 2011).

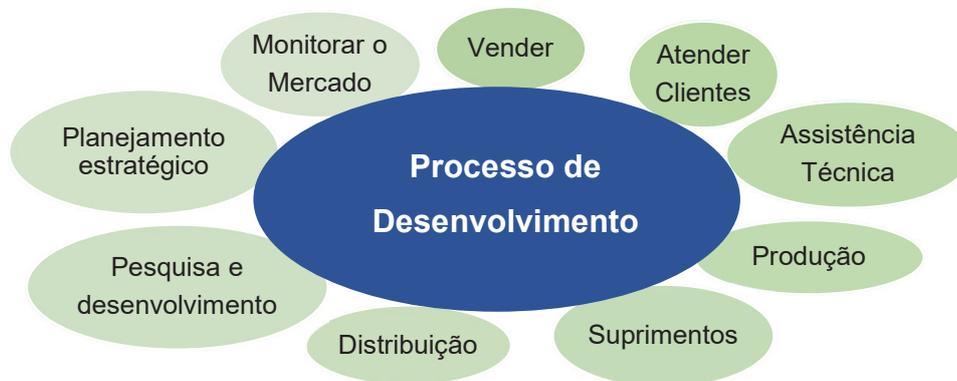
FIGURA 46 - FUNIL DE DECISÕES



FONTE: Baxter (2011).

O PDP influencia diversos setores da empresa. Logo há algo específico nesse processo que é a integração de informações. No método tradicional, o planejamento estratégico ocorria apenas na alta cúpula do *marketing*, posteriormente era repassado à engenharia, onde era realizado o desenvolvimento do produto, e repassado à produção onde ocorria a manufatura. Para o modelo atual, o novo escopo deve abranger simultaneamente os diversos profissionais do planejamento estratégico, do desenvolvimento de produto e da produção (ROZENFELD et al., 2010). A FIGURA 47 mostra quais que diversos setores da empresa e mercado que são ligados ao processo de desenvolvimento do produto.

FIGURA 47 - PROCESSOS RELACIONADOS COM O DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS

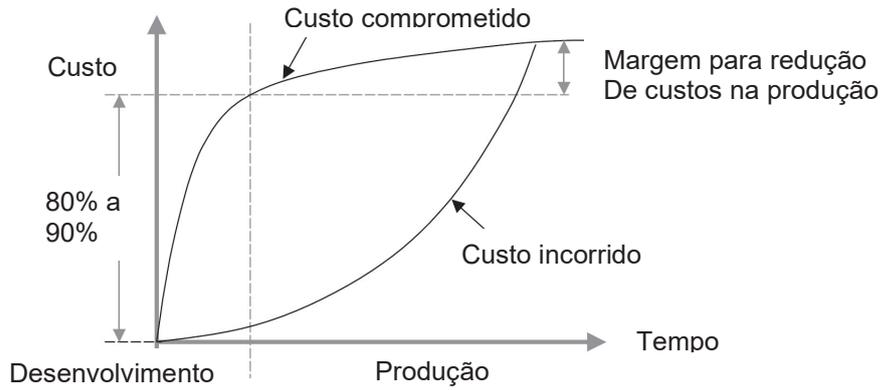


FONTE: Adaptado de Rosenfeld et al. (2010).

A fase inicial do PDP é responsável pela definição da tecnologia empregada no produto bem como os materiais. No gráfico da FIGURA 48 é possível observar que cerca de 85% do recurso é realizado na fase de desenvolvimento. O custo de produção é pouco modificado devido ao processo em que já são definidas as especificações do projeto. Há produtos que possuem custo incorrido (já ocorreram) relativamente reduzido na primeira fase (ROZENFELD et al., 2010).

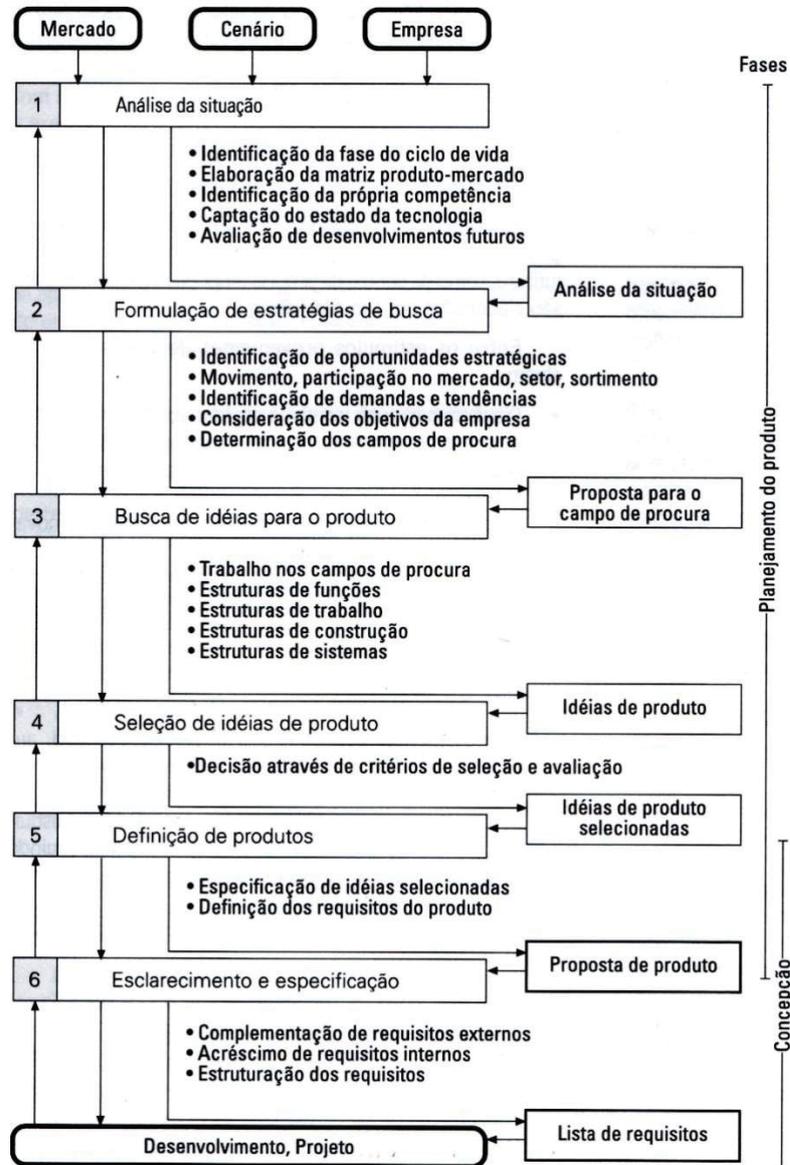
De acordo com Richtlinie 2220 (1980) (diretriz alemã de termos e organização do processo de planejamento do produto) e Kramer (1987) o procedimento para planejar o produto é dividido em: análise da situação, formulação de estratégias de busca, busca de ideias para o produto, seleção de ideias de produto, definição do produto, esclarecimento e especificação. Conforme FIGURA 49, inicialmente é realizado o estudo de cenário do mercado e a posição da empresa. Para cada etapa é identificado um conjunto de atividades necessárias para o avanço do produto.

FIGURA 48 - CURVA DE COMPROMENTIMENTO DO CUSTO DO PRODUTO



FONTE: Rosenfeld et al. (2010).

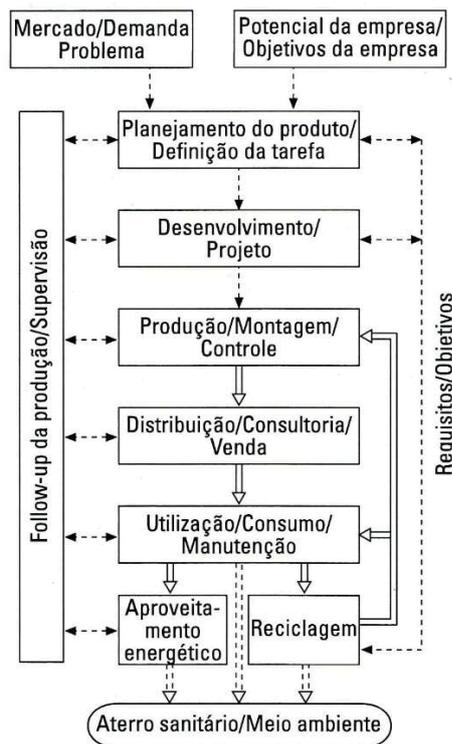
FIGURA 49 - PROCEDIMENTO NO PLANEJAMENTO DO PRODUTO



FONTE: Richtlinie 2220 (1980) e Kramer (1987).

A gestão do ciclo de vida do produto é um dos principais motivos para o PDP precisar ser detalhado. É por meio da gestão do ciclo de vida do produto que é possível analisar e prever futuras melhorias (ROZENFELD et al., 2010). Segundo Pahl et al. (2013), o ciclo de vida é uma geração de valores, e parte de uma questão organizacional. O ponto de partida pode ser demanda do mercado ou uma iniciativa da empresa. Conforme Vieira, Bouras e Debaecker (2013), dentre o amplo conjunto de atividades que contemplam o PDP, o ciclo de vida do produto é um desafio aos empresários. Entre os pontos que devem ser trabalhados na gestão estão: relacionamento como cliente, vanguarda do produto, e excelência operacional. A FIGURA 50 apresenta o ciclo de vida do produto, e o fluxograma demonstra desde a demanda do mercado, planejamento e descarte.

FIGURA 50 - CICLO DE VIDA DO PRODUTO



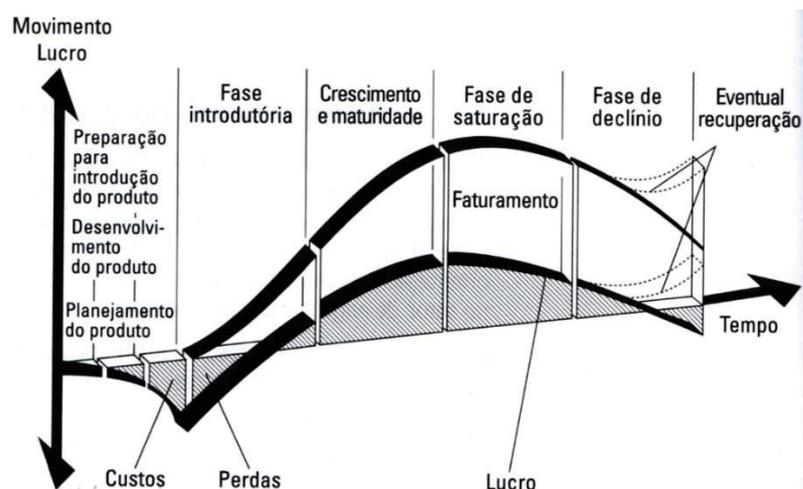
FONTE: Pahl et al. (2013).

Cada produto tem um ciclo de vida diferente, e, de acordo com as características e tendências do mercado, esse tempo de vida pode ser maior ou menor. Há uma tendência que os produtos tenham um ciclo cada vez menor, forçando a indústria a reduzir cada vez mais o tempo destinado ao desenvolvimento

do produto uma vez que a tarefa principal passa a ser na implementação de novos produtos (PAHL, 2013).

Para Kramer (1987), a análise de movimento financeiro no decorrer das fases de implementação do produto no mercado parte de uma perda financeira, na qual é realizado o investimento em PDP e a manufatura. Após a fase introdutória, com o crescimento e maturidade do produto, é possível visualizar o lucro. Quando o produto alcança a fase de saturação, os lucros entram em declínio, podendo ou não gerar um lucro eventual após este. A FIGURA 51 representa o ciclo de vida do produto sobre uma amplitude de movimentação financeira de lucro e perda em relação ao tempo percorrido.

FIGURA 51 - CICLO DE VIDA DO PRODUTO PELA RELAÇÃO DE LUCRO/PERDA PELO TEMPO



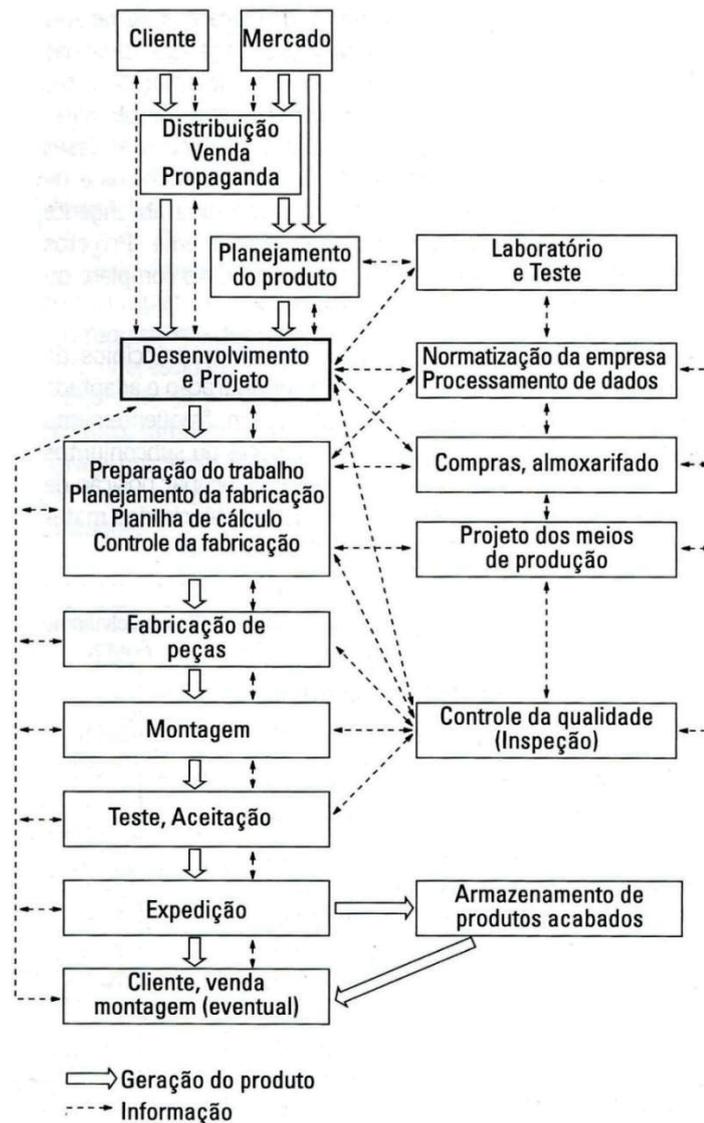
FONTE: Kramer (1987).

De acordo com a Diretriz Alemã nº 2221, que traça um plano de desenvolvimento de produto, fica definido que o passo a passo deve conter implementação do projeto, produção, teste de aprovação (padrão de função e de laboratório) e, por fim é obtido o produto final. Se necessário, o produto retorna para o desenvolvimento após o teste de função (RICHTLINIE, 1993).

No processo de geração do produto deve ser observado o fluxo de informações entre cada setor. Da mesma forma que o produto é interligado a todos os setores, a comunicação se torna uma ferramenta fundamental. Os departamentos de produção e montagem são dependentes da engenharia, havendo erro no processo de fabricação, montagem ou teste, a informação via controle de qualidade deve informar a equipe de projeto de produção, que por sua vez pode retornar para

a preparação do planejamento de produção ou para a fase de desenvolvimento do projeto (PAHL et al., 2013). A FIGURA 52 mostra o fluxo da informação entre os setores passando por todas as etapas.

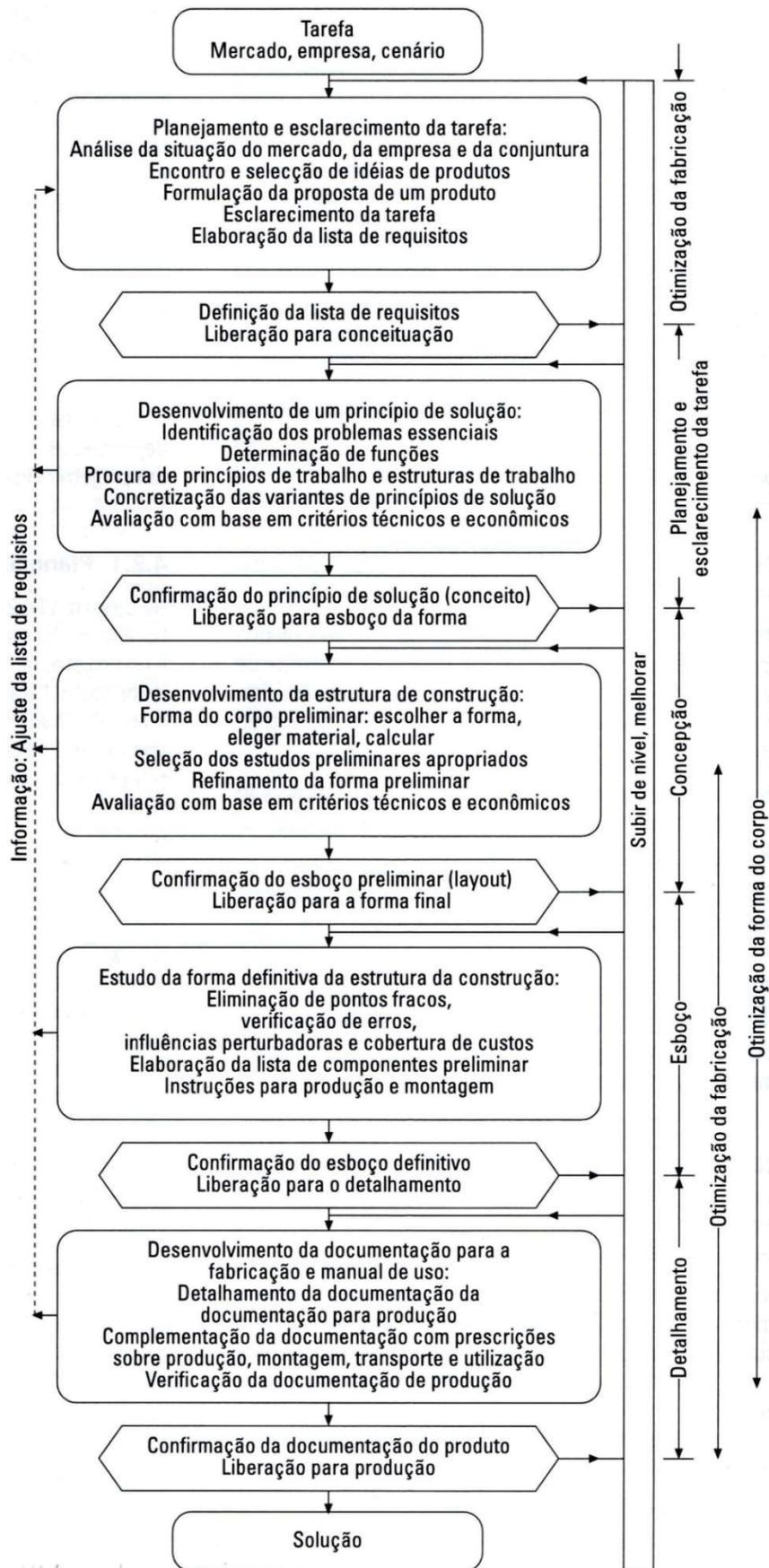
FIGURA 52 - FLUXO DE INFORMAÇÃO ENTRE AS ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO



FONTE: Pahl et al. (2013).

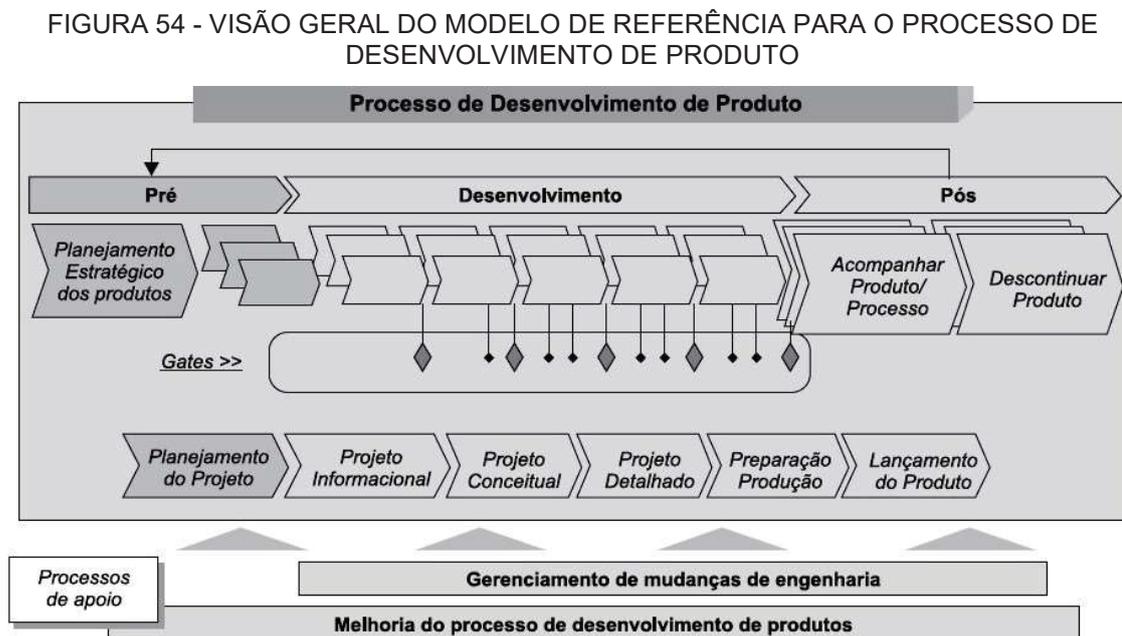
Em uma visão global do processo, Pahl et al. (2013) apresentam um fluxograma que contempla todas as etapas do produto. Indo do conceito do projeto até produção do produto, o fluxograma demonstra as etapas principais, como a análise (tarefa) que a empresa deve fazer ao estudar o mercado e cenário no qual quer implementar o produto. A FIGURA 53 demonstra as principais etapas no planejamento do produto que vai desde a sua concepção ao produto final.

FIGURA 53 - ETAPAS PRINCIPAIS NO PLANEJAMENTO E NA CONCEPÇÃO DO PRODUTO



FONTE: Adaptado de Pahl et al. (2013).

Segundo Rosenfeld et al. (2010), o modelo para a visão geral de PDP pode ser dividido em três macrofases (pré-desenvolvimento, desenvolvimento e pós-desenvolvimento) e subdividido em fases e atividades. A estrutura da metodologia proposta privilegia empresas de manufatura com bens de consumo duráveis e também para bens de capital, no entanto, as macrofases “pré” e “pós” podem ser implementadas em diferentes empresas com algumas alterações. A FIGURA 54 apresenta o modelo com as três macrofases e as subdivisões de fases e atividades.



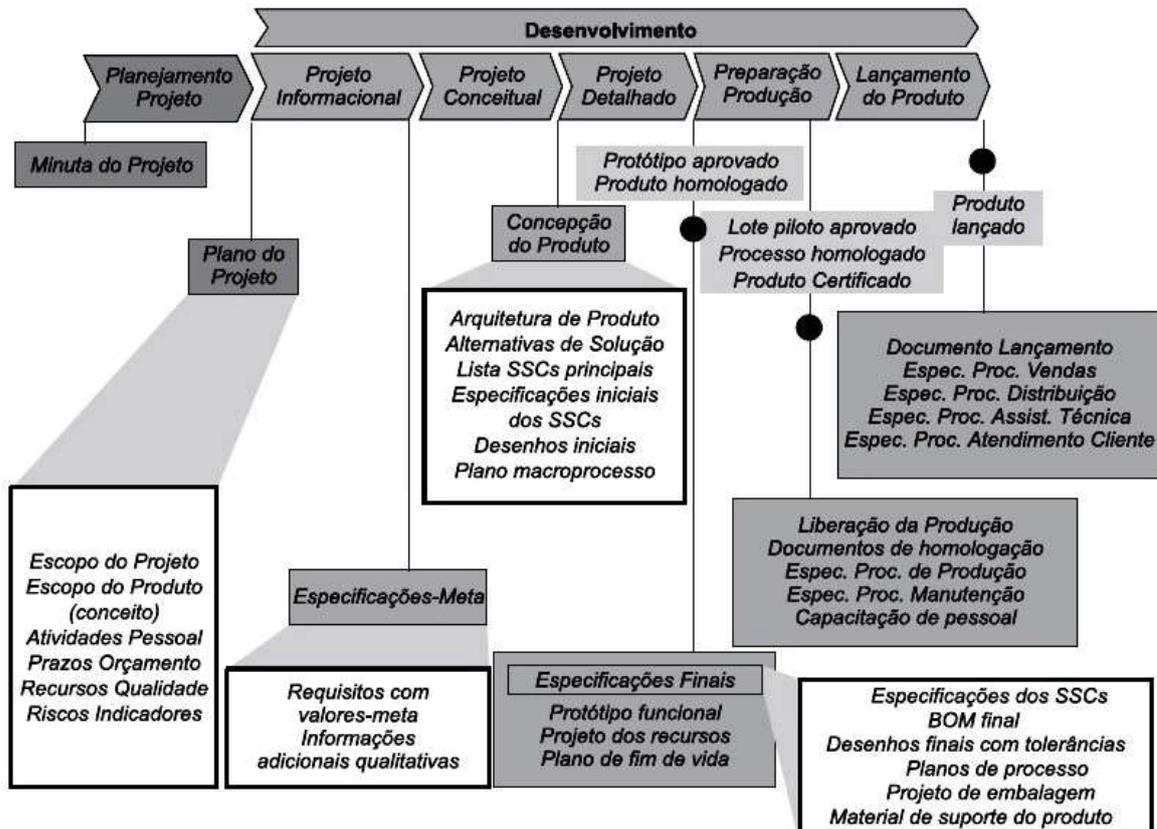
FONTE: Rosenfeld et al. (2010).

A mudança de fase deve ocorrer quando houver a evolução do projeto que é caracterizada pelo conjunto de resultados entregues. As fases podem ser sequenciais, porém, para determinados produtos algumas atividades podem ocorrer em fases que não eram as específicas. Por vezes, o projeto precisa evoluir para que a fase anterior seja completada (ROZENFELD et al., 2010).

A fase de desenvolvimento possui a subfase de planejamento do projeto e as seguintes atividades: projeto informacional, projeto conceitual, projeto detalhado, preparação do produto, e lançamento. Esta fase tem por característica a apresentação do plano do projeto, especificações e metas, concepção do produto, especificações finais, protótipo aprovado e posteriormente homologado, lote piloto do produto que deve ser homologado e certificado, liberação da produção e

lançamento do produto (ROZENFELD et al., 2010). A FIGURA 55 demonstra as características da macrofases de desenvolvimento.

FIGURA 55 - PRINCIPAIS RESULTADOS DA MACROFASE DE DESENVOLVIMENTO

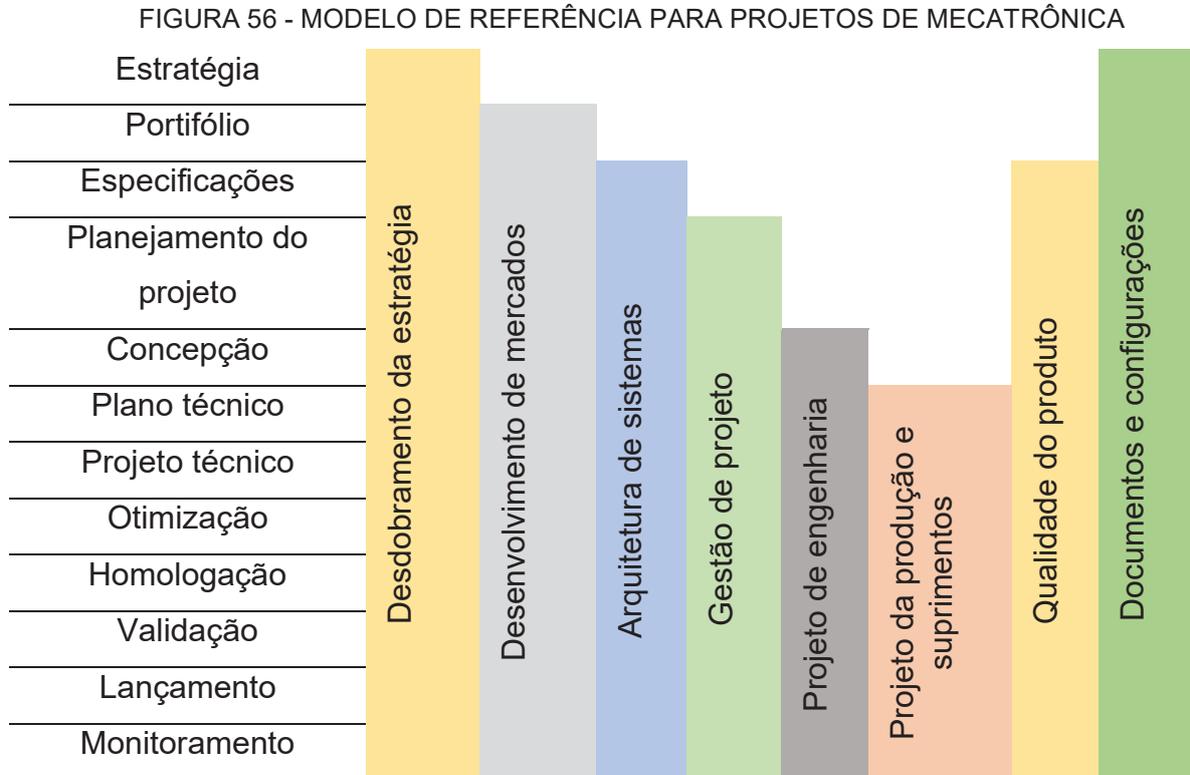


FONTE: Rosenfeld et al. (2010).

Barbalho e Rozenfeld (2013) criaram e validaram um modelo de referência específico para desenvolvimento de produtos mecatrônicos. O estudo foi realizado como uma ferramenta de auxílio para empresas do setor. O modelo, conforme a FIGURA 56, é baseado em doze fases, sendo: estratégia, portfólio, especificações, plano do projeto, concepção, plano técnico, projeto técnico, otimização, homologação, validação, lançamento e monitoramento.

A fase de estratégia contempla os dados do mercado e, nela, são analisadas as linhas de produtos, forças e fraquezas; definidos os objetivos, a elaboração das diretrizes e as estratégias funcionais; verificada a qualidade; e produzida a documentação (BARBALHO; ROZENFELD, 2013). A FIGURA 56 mostra o modelo de referência com as doze fases e atividades que decorrem durante as fases. O

desdobramento de estratégia ocorre em todas as fases, já a atividade de projeto da produção e suprimentos ocorre do plano técnico ao monitoramento do produto.



FONTE: Adaptado de Barbalho e Rozenfeld (2013).

### 2.5.2 Design Aberto

De modo geral, o usuário de um produto é considerado a ponta no processo de desenvolvimento do dispositivo, sendo apenas um agente passivo. Com a implementação do *design* aberto, o usuário tem a possibilidade de interação com o projeto e pode tornar-se um agente de desenvolvimento. Este novo conceito é baseado na proposta de “faça você mesmo”. As comunidades de desenvolvimento são auto-organizadas. Cada pessoa desenvolve e colabora com o processo. Com isso, o usuário se torna *co-designer* do produto (MACAL; ROZENFELD, 2015).

Mesmo que os projetos de *design* aberto estejam disponíveis para modificações, há condições para as alterações, reuso e redistribuição (SUBRAMANYAM; XIA, 2008). Para Macul e Rozenfeld (2015), ainda são necessários um entendimento maior de gestão e a especificação de normas bem definidas para o desenvolvimento de produtos providos da engenharia aberta.

Embora tenha grande envolvimento de pessoas, o processo de criação aberta, quando analisado nos âmbitos de gestão e do incremento de inovações, ainda possui, um reduzido nível de maturidade.

As alterações no *design* dos produtos também ganharam força com a evolução da tecnologia de manufatura. Por exemplo, com a utilização de impressoras 3D é possível fabricar produtos que, até há pouco tempo, eram inviáveis dos pontos de vista técnico e econômico. Nesse sentido, a melhoria de produtos com a tecnologia assistiva teve uma grande evolução, tanto na questão de produção quanto em desempenho. Em virtude disso, sites e organizações disponibilizaram diversos modelos de próteses e órteses de mão. O projeto e-NABLE é um exemplo. Atualmente, ele possui uma comunidade global de voluntários. Esse projeto, além de disponibilizar os modelos de próteses em STL, prontos para a manufatura, as organizações como a e-NABLE geralmente fabricam e doam as próteses mecânicas (FERREIRA NETO, 2017).

O *designer* Ivan Owen criou a primeira prótese mecânica utilizando a manufatura da impressão 3D. Ela foi inserida na plataforma *Thingiverse*, um servidor na web para arquivos digitais. O projeto foi um exemplo de modelagem *open source*. Com isso, em um ano, a plataforma já contava com 3.000 colaboradores e mais de 750 próteses doadas (FERREIRA NETO, 2017).

As próteses eletrônicas como a InMoov, desenvolvidas pelo designer francês Gaël Langevin, a Dextra, criada pelo engenheiro de controle e *software*, o espanhol Dr. Alvaro Villoslada, e a prótese japonesa Exiii Hackberry, são exemplos de projetos de plataforma de engenharia aberta (DA SILVA, 2018).

As próteses, principalmente as eletrônicas, apresentam custos elevados, com pontos a serem desenvolvidos. Isso faz com que a proposta da plataforma de engenharia aberta seja algo positivo para o usuário, tanto no sentido de desenvolvimento quanto na aquisição. O problema principal é que, frequentemente, o produto não foi desenvolvido por um profissional capacitado ou testado de forma satisfatória. Diferente de um *software*, a prótese é um dispositivo que pode vir a apresentar problemas ergonômicos, afetando negativamente, inclusive, condições de saúde do usuário.

O conceito da engenharia de plataforma aberta possibilitou que o código computacional e que o *design* pudessem ser compartilhados e alterados. No caso

das próteses de mão, quando essa tecnologia é disponibilizada, o usuário tem a possibilidade de produzir o produto e buscar melhorias.

## 2.6 SOFTWARE DE CÓDIGO ABERTO

O conceito de engenharia de plataforma aberta (*open source*), começou pelo desenvolvimento de *softwares*. Para Amant e Still (2007), a iniciativa do movimento foi de Eric Raymond e Bruce Perens com a fundação, em 1998, da OSI (*Open Source Initiative*). A proposta da OSI era que o *software* pudesse ter sua distribuição livre, código fonte aberto e, ao mesmo tempo, manter os créditos do autor. O surgimento do *open source* é decorrente do esforço de redução de custo e tempo no ciclo do produto (RIBEIRO; FRANÇA; PINTO, 2015).

Diferente dos programas privados, os *softwares* abertos, como o Linux e o Firefox, não produzem custos para o usuário. Nesse sentido, em 2008, o governo brasileiro disponibilizou por meio dos pontos de cultura (programa social), computadores com *softwares* livres. A iniciativa teve, entre seus objetivos, propor a inclusão digital, treinamentos em informática, manipulação de conteúdo audiovisual e fundamentos de programação. Os principais usuários dos pontos de cultura foram crianças e jovens em condições de vulnerabilidade social. Em 2015, na Europa, o parlamento europeu solicitou à comissão europeia a troca dos *softwares* privados. A mudança foi baseada no fato de que os programas com código-fonte aberto evoluíssem mais rapidamente.

Com a evolução no compartilhamento de informações e desenvolvimento e de *softwares* livres, iniciou-se uma vertente como o *open source design* (*design* de código aberto). Para Macul e Rozenfeld (2015), o fenômeno é novo e aponta um caminho no qual o desenvolvimento de produtos é totalmente diferente dos modelos convencionais.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os equipamentos, componentes e materiais utilizados para o desenvolvimento do trabalho proposto. O capítulo trata ainda de uma adaptação realizada em uma micro retífica, enquanto os ajustes são descritos na seção seguinte que trata da metodologia.

#### 3.1 EQUIPAMENTOS, COMPONENTES E MATERIAIS

Para o desenvolvimento deste projeto foi utilizado um computador do Laboratório de Mecânica dos Sólidos Computacional (LasCom/DEMEC/UFPR), possuindo a licença de utilização dos *softwares*: SolidWorks® para a modelagem em 3D; Simulation SolidWorks® para a simulação das articulações, interferências de geometria e resistência; e Microsoft Office para a redação e edição de textos e imagens.

Em um computador pessoal do autor foi utilizado o *software* com a licença adquirida do Simplify3D®, responsável pelo fatiamento do modelo CAD para a impressão 3D, e o IDE Arduino®, programa utilizado pelo Arduino para inserir a programação. Ainda foram utilizados os seguintes equipamentos:

- Acelerômetro GY – 521: dispositivo utilizado para aferir a velocidade de movimento da mão;
- Arduino® Uno e Micro: microcontroladores utilizados;
- Bateria de lítio com tensão de 7,4 V e 4000 mAh;
- Bomba de vácuo duplo estágio Suryha®: compressão da fibra de carbono e drenagem das resinas utilizadas na prótese;
- Botão de seleção de função;
- Catalisador para resina epox para fibra de carbono de baixa viscosidade da marca redelease®;
- Célula de medição de carga HBM® - modelo S;
- Dinamômetro analógico tubular da marca Crown® modelo AT 05;
- Driver DVR 8833 para os motorreduzores: componente para controle do motor;
- Eixos: elemento utilizado para fixação das articulações das falanges;

- ESP 32: microcontroladores utilizados;
- Estação de solda Hikari® HK-936A: aparelho para solda do circuito;
- Exaustor de fumaça para bancada HK-707 Hikari®;
- Filamentos em materiais ABS<sup>2</sup> antichamas e TPU<sup>3</sup> ambos da marca GTMAX® modelo *Premium*: insumo utilizado na impressão 3D;
- Fio de nylon com diâmetro de 0,5 mm: elemento utilizado para auxiliar nos movimentos de flexão e extensão dos dedos;
- Fios: elementos de condução do circuito;
- Fonte de alimentação de circuito, modelo MPC 3033 da marca Minipa®;
- Impressoras 3D modelos A1V2 e A3, ambas da marca GTMAX®: responsável pela manufatura das peças;
- Jogo de alicates: utilizados para retirar os apoios nas peças impressas e fixação do micro rolamento nas falanges;
- Jogo de estiletes: utilizados na retirada no suporte na peça impressa e correção de geometria;
- Jogo de limas: utilizados para pequenas correções na superfície da peça;
- Lixas para massa com gramatura de 180 e 500: para realizar acabamentos na superfície das peças impressas;
- Luvas Plastcor 60000941: equipamento de proteção individual;
- Manta de fibra de carbono gramatura 200;
- Máquina universal de ensaios EMIC® DL 10000-1000 kN: utilizada para testes de resistência mecânica;
- Micro furadeira manual com brocas: utilizada para correções e pequenos furos;
- Micro retífica da marca Newcalox® modelo grinder 201: utilizada para acabamento e correções de furação;
- Micro rolamentos com diâmetro externo de 5 mm e espessura de 2,5 mm: elementos utilizados nas articulações;

---

<sup>2</sup> Filamento composto por Acrilonitrila butadieno estireno (ABS).

<sup>3</sup> Filamento composto por Poliuretano termoplástico (TPU), também conhecido como filamento flexível.

- Molas de torção em 180°, com fios de diâmetro de 0,4, 0,5 e 0,7 mm: elementos utilizados para realizar a extensão dos dedos;
- Morsa de duas polegadas: ferramenta utilizada para fixar as peças manufaturadas;
- Motorreductores com *encoder* das marcas Pololu® com redução de 1000/1 e Chihai Motor® modelo CHF-GW12T-N20VA: atuador do dedo protético;
- Multímetro digital HM-2800 da marca Hikari®: aparelho para medição de sinal elétrico no circuito;
- Osciloscópio digital MVB-DSO com 2 canais e 70MHz da marca Minipa®: aparelho utilizado para medir e classificar o sinal elétrico do sensor mioelétrico;
- Paquímetro digital da marca Digimess® modelo 100.17BL: ferramenta para aferição das dimensões das peças;
- Parafusos tipo M2: elemento utilizado para fixação dos componentes;
- Pinça: elemento para manipulação do fio de nylon nas falanges;
- Placa de circuito: para interligar os componentes eletrônicos;
- *Protoboard* de 1660 pontos da marca Hikari®: placa de teste para as conexões dos circuitos;
- Resina epox para fibra de carbono de baixa viscosidade da marca redelease®;
- Sensor mioelétrico Myoware®: sensor responsável pela captação do sinal mioelétrico, amplificação do sinal e envio para o microcontrolador;
- e
- Servomotores das marcas SPT® 12kg e Tower Pro®, modelos: SG 90, MG 90s, 92R.

### 3.1.1 Adaptação em Equipamento

Para que todos os elementos da prótese pudessem atuar de forma harmônica, algumas ferramentas precisaram ser criadas, enquanto outras foram modificadas para serem adaptadas. Um exemplo disto foi o desenvolvimento de uma barra para conduzir e fixar os micro rolamentos no interior das falanges.

Os elementos em questão possuem dimensões muito reduzidas (5 mm de diâmetro, 2 mm de diâmetro interno e 2,5 mm de largura), sendo inseridos em um furo de 5,1 mm de diâmetro na parte interna das falanges. Para atender esta necessidade específica, foi desenvolvida uma barra com engate capaz de alojar o micro rolamento para que o mesmo fosse levado e inserido no interior da prótese através do furo específico com segurança e acurácia.

Além desta, outra adaptação foi realizada na micro retífica NewAcalox® Grinder 201 (FIGURA 57), que apresenta rotação mínima de 3.000 rpm. Essa velocidade de rotação é inadequada para prover o acabamento no material ABS, pois compromete de forma irreversível os encaixes das falanges. Para reduzir essa velocidade de rotação, foi inserido um resistor de 100  $\Omega$  (FIGURA 57a).

Também com a finalidade de melhorar o produto final, foi criado um disco flexível (FIGURA 57b) o qual, além de possuir um diâmetro maior que o disco comum, ainda apresentou a flexibilidade necessária para que as laterais das falanges pudessem deslizar.

FIGURA 57 - ADAPTAÇÃO DA MICRO RETÍFICA E DISCO DA LIXA



FONTE: Autor (2022).

### 3.2 METODOLOGIA

A metodologia para o desenvolvimento deste projeto foi baseada em sete etapas, sendo que cada uma destas representa uma premissa para o passo seguinte. Quais sejam:

1) A primeira etapa, aqui denominada como “estudos direcionados”, compreendeu o estudo da fisiologia, da cinemática das articulações da mão e dos processos de manufatura de próteses;

2) A segunda etapa, denominada, “análise de projetos”, tratou do estudo e da reprodução de próteses já existentes;

3) A terceira etapa, “desenvolvimento de um novo modelo de dedo protético”, envolveu a busca por um aprimoramento das características mecânicas e antropomórficas dos modelos já analisados;

4) A quarta etapa, denominada “eletrônica”, compreendeu a incorporação dos componentes mecatrônicos, capazes de proporcionar autonomia ao usuário, para execução dos movimentos dos dedos protéticos.

5) A quinta etapa, denominada “diretrizes do algoritmo”, tratou das definições dos parâmetros que o algoritmo deveria seguir, assim como das preensões e formas de execução.

6) A sexta etapa, denominada “palma da mão”, abordou a modelagem geométrica da palma da mão. O projeto foi baseado no dedo desenvolvido e nos parâmetros ergonômicos da mão humana. Esta etapa contemplou, também, a manufatura do projeto em questão e a implementação da fibra de carbono no projeto;

7) A sétima e última etapa, “montagem da mão biônica”, tratou da montagem da prótese. A partir desta etapa foram realizados os testes e os ajustes mecânicos e do algoritmo desenvolvido.

### 3.2.1 Etapa 1: Estudos Direcionados

A primeira etapa aqui descrita corresponde ao período mais longo e com maior volume de material analisado. Essa etapa foi dividida em cinco subitens, cada um representando um estudo direcionado. O primeiro subitem consistiu no estudo e na análise dos componentes da mão humana para melhor compreensão das articulações, da estrutura, da musculatura e dos tendões. Esse entendimento possibilitou conhecer melhor a biomecânica da qual a prótese deveria se aproximar.

O segundo subitem se referiu aos elementos de máquinas que poderiam ser relacionados à biomecânica da mão. Foram analisados os elementos de ligação e as articulações mecânicas. Os elementos mecânicos estudados tinham a finalidade de serem associados aos movimentos da mão humana para contribuírem com o desenvolvimento do projeto.

O terceiro subitem referiu-se à interação homem-máquina, ou seja, prótese e usuário. Com o entendimento do funcionamento de uma prótese, a análise passou a ser relativa ao usuário: a maneira com que o usuário utilizaria a prótese, quais as suas necessidades e as limitações que os equipamentos implicariam diretamente no desenvolvimento do projeto.

O quarto subitem tratou da interação dos dispositivos eletrônicos com os elementos mecânicos. As próteses de gerações mais novas possuem componentes eletrônicos avançados e oferecem inovações contemporâneas à pesquisa. Atuadores eletrônicos e sensores utilizados desde o início da pesquisa sofreram mudanças de projeto e desempenho, sendo desafios na utilização de próteses biônicas.

O quinto e último subitem da primeira etapa foi a fabricação da estrutura da mão, dos dedos (falanges) e da palma da mão. Para tal, foi utilizada a manufatura aditiva de impressão 3D. Nesse subitem, o ponto principal foi aliar um design que propiciasse uma adequada resistência mecânica à menor quantidade de massa possível. Outro ponto importante foi como realizar as impressões com determinadas geometrias que correspondessem à anatomia da mão humana.

A pesquisa relativa à manufatura aditiva consistiu na busca por informações sobre as limitações do processo e às características dos materiais. Parâmetros como tipos e quantidade de preenchimento, altura da linha de camada, quantidade de camadas laterais de superfície e de base tiveram que ser amplamente analisadas (os parâmetros). O estudo das características dos materiais foi baseado na retração, expansão e temperatura vítrea. Além das análises do equipamento (impressora 3D) e materiais, foram estudadas combinações de suportes e apoios para imprimir geometrias específicas para o projeto.

### 3.2.2 Etapa 2: Análises de Projetos

Uma análise dos projetos apresentados na literatura foi iniciada com as próteses mais utilizadas. Em virtude de valores mais acessíveis e facilidade de produção, as próteses mecânicas disponibilizadas em *sites* de plataforma de engenharia aberta acabam sendo mais amplamente utilizadas. Os usuários podem descarregar os arquivos com tutoriais de montagem e manufatura dos elementos.

Entre as plataformas que disponibilizam arquivos estão os sites da organização *e-Nable* (<http://enablingthefuture.org/>) e *Thingiverse* (<https://www.thingiverse.com/>).

A pesquisa foi realizada envolvendo 13 projetos, dos quais 9 eram exclusivamente de operação mecânica. As análises corresponderam à dinâmica dos mecanismos, da operação, da ergonomia, da resistência mecânica, da manufatura e da montagem.

Nessa etapa foi definida a produção completa de duas próteses de mão. A escolha das próteses foi devido a quantidade de reproduções e *downloads* dos arquivos pelos usuários. Ambas as próteses apresentaram mecanismos diferentes entre si, sendo elas a *Flexy Hand* e a *Prosthetic Hand*. As duas mãos foram impressas seguindo os mesmos parâmetros. Os materiais utilizados foram o polímero acrilonitrila butadieno estireno (ABS) e o filamento flexível poliuretano termoplástico (TPU). A manufatura foi realizada pela impressora 3D da marca GTMAX® modelo A1V2. Já o processo de impressão (fatiamento) foi realizado pelo *software* Simplify3D® versão 4.1.

Os parâmetros de impressão foram definidos de acordo com a configuração mecânica da impressora em termos de desempenho. Segundo o fabricante, a altura de camada depositada de 0,15 mm, para o ABS, indica um parâmetro de qualidade mediana. Já as camadas inferiores, superiores e do perímetro são de rápida produção e baixa sobreposição de camadas, indicando baixa capacidade de resistência mecânica. Para o material TPU, os conceitos de camadas inferiores, superiores e do perímetro foram mantidos como no ABS. Como pode ser visto adiante, os ajustes para o TPU foram alterados na temperatura de extrusão, quantidade e altura de camadas.

Parâmetros de manufatura para o ABS:

- Altura de camada em 0,15 mm;
- 3 camadas inferiores (base);
- 3 camadas laterais;
- 3 camadas de topo;
- Bico de impressão com 0,4 mm;
- Velocidade de impressão de 80 mm/s;
- Temperatura do bico na primeira camada de 240 °C;

- Temperatura do bico na segunda camada de 230 °C;
- Temperatura da mesa de 110 °C; e
- Preenchimento com 20%, padrão retilíneo em ângulos respectivamente de 45° e – 45°.

Parâmetros de manufatura para o TPU:

- Altura de camada em 0,2 mm;
- 4 camadas inferiores (base);
- 4 camadas laterais;
- 3 camadas de topo;
- Bico de impressão com 0,4 mm;
- Velocidade de impressão de 60 mm/s;
- Temperatura do bico na primeira e demais camadas de 230 °C;
- Temperatura da mesa de 60 °C; e
- Preenchimento com 40%, padrão retilíneo em ângulos respectivamente de 45° e – 45°.

O projeto *Flexy Hand* necessitou que as impressões da palma da mão e dos dedos fossem realizadas na posição vertical. As falanges foram unidas por flexíveis (também impressos). Para a conexão dos dedos foi utilizado um cabo (linha multifilamentos) responsável pela flexão dos dedos. A extensão dos dedos ocorre de forma automática por meio dos cabos flexíveis enquanto a flexão ocorre pelo movimento do punho.

O segundo projeto de prótese, *Prosthetic hand*, requereu que as impressões da palma da mão e da falange distal se dessem posição vertical. Já a falange proximal foi impressa na posição horizontal. As falanges foram unidas por uma chapa de ligação. Também foi utilizado um cabo (linha multifilamentos) responsável pela flexão dos dedos. Neste projeto, a extensão dos dedos ocorre de forma automática pelos elásticos fixos na palma da mão. A flexão ocorre da mesma forma que no projeto *Flexy Hand* com o movimento do punho.

Os tópicos para avaliação das próteses foram definidos com base na força empregada para a flexão dos dedos, na capacidade de agarre de objetos, anatomia da mão e montagem. A manufatura foi avaliada considerando o acabamento

(relacionada à quantidade de camadas) e a resistência mecânica no manuseio de utilização.

### 3.2.3 Análise dos Dedos Protéticos

Assim como para as próteses de mão, os projetos dos dedos protéticos foram obtidos a partir de plataformas de compartilhamento *online* de engenharia aberta. Seguindo os mesmos parâmetros de impressão, cada dedo protético seguiu uma orientação de impressão com posicionamentos na horizontal e na vertical.

O critério de escolha dos dedos foi definido com base na possibilidade de acesso ao projeto completo da prótese, tipos de acionamento, número de articulações e *design* do projeto voltado à anatomia humana. Na TABELA 10 estão apresentados os nomes e as características dos dedos protéticos analisados. Cada projeto passou a ser representado pela letra “P” e um número correspondente.

TABELA 10 - PROJETOS DE DEDOS PROTÉTICOS ANALISADOS

Projeto	Número de articulações	Tipo de acionamento	Forma de extensão/flexão	Nome do projeto
P1	1	Mecânico	Cabos	<i>Cyborg Beast</i>
P2	1	Mecânico	Cabos	<i>Osprev Hand</i>
P3	1	Mecânico	Elástico/Cabo	<i>Phoenix Hand</i>
P4	1	Mecânico	Cabos	<i>Raptor</i>
P5	1	Mecânico	Elástico/Cabo	<i>Prosthetic Hand</i>
P6	2	Elétrico	Cabos	<i>Hand (Nahdi Hussein)</i>
P7	2	Elétrico	Cabos	<i>Hand Robot inMoov</i>
P8	2	Mecânico	Elástico/Cabo	<i>Flexy Hand</i>
P9	2	Mecânico	Mola/Cabo	<i>Finger Robotic Modular</i>
P10	2	Mecânico	Não apresenta	<i>Hand Cathy</i>
P11	2	Mecânico	Cabos	<i>Robot Hand</i>
P12	2	Mecânico	Cabos	<i>The Lucky Paw Mechanical Hand</i>
P13	2	Mecânico	Elástico/cabo	<i>Prótese Robótica</i>

FONTE: Autor (2019).

Como parâmetros de avaliação foram observados os seguintes tópicos:

- a força de tração dos cabos para flexão e extensão;
- a folga das articulações;

- o *design* do dedo em relação à anatomia humana; e
- a angulação entre as falanges.

Para quantificar a força de tração do cabo para que o dedo protético realizasse a extensão e a flexão, foi utilizada uma célula de medição de carga (HBM – modelo S2). As análises foram realizadas com os dedos acionando as teclas de um teclado (Dell modelo SK-8175) e de um *laptop* (Dell – modelo Inspiron i14-5457). Os cabos de flexão e, posteriormente, os de extensão dos dedos foram fixados em uma das extremidades da célula de carga, e a mesma foi fixada na mesa de experimentos (FIGURA 58). Os testes foram realizados com medições em triplicata, e os resultados estão apresentados no próximo capítulo.

FIGURA 58 - ACIONAMENTO DE UMA TECLA DE UM NOTEBOOK COM O DEDO PROTÉTICO



FONTE: Quevedo et al. (2019a).

### 3.2.4 Etapa 3: Desenvolvimento de um Novo Projeto de Dedo Protético

A elaboração de um novo modelo de dedo protético iniciou com o estudo das articulações, buscando aliar a eficiência à anatomia humana. Os desenhos também foram frutos de observações da arquitetura e do funcionamento de próteses analisadas anteriormente.

Na busca de eventuais problemas dos dedos protéticos, a proposta do novo projeto foi buscar uma proteção para as articulações e, objetivando não expor os cabos de flexão e extensão. O projeto possibilitou, também, utilizar um sistema de extensão por cabo e elástico, o que exige menos do motor. Elementos como pinos e micro rolamentos foram utilizados para fixação das falanges e para possibilitar o movimento. A modelagem do dedo, também, buscou uma resistência mecânica necessária para manter uma adequada mobilidade de um dedo com três falanges. Todo o desenho do dedo foi realizado com base nas medidas humanas convencionais.

O meio de avaliação proposto foi o mesmo dos dedos protéticos, analisados no item anterior. Ou seja, com a medição da célula de carga para acionamento de teclas nas mesmas condições descritas anteriormente.

### 3.2.5 Etapa 4: Eletrônica

A quarta etapa da metodologia tratou da inserção dos componentes eletrônicos como: microcontrolador, atuadores (servomotores ou motorreduzidos), placa de circuito impresso, fios, potenciômetro e sensor mioelétrico na prótese. O microcontrolador selecionado para a primeira parte desta etapa foi o Arduino, destacado pela praticidade, melhor custo e linguagem de programação bastante difundida (C++). Outro microcontrolador, utilizado nesta etapa, foi o ESP 32. Como o algoritmo recebeu diversas funções, e o microcontrolador passou a acionar 5 dedos e mais a interação com o acelerômetro, o ESP 32 substituiu o Arduino.

Esta etapa foi dividida em três sub etapas. Na primeira sub etapa, os componentes eletrônicos acionaram o mecanismo do dedo para um movimento contínuo. Nesse sentido, o dedo executou os movimentos de flexão e extensão, permitindo assim a observação dos elementos de articulações e pinos.

A segunda sub etapa consistiu no controle do movimento do dedo pelo potenciômetro, com o qual foi possível executar movimentos lentos, com precisão, bem como movimentos rápidos.

Já a terceira sub etapa tratou da utilização do sensor mioelétrico no comando do dedo protético. O ajuste do sensor, bem como sua utilização, e o algoritmo utilizado acabaram sendo um desafio deste projeto de pesquisa. Nessa fase, foi utilizado o sensor Myoware™ *Muscle Sensor* (FIGURA 59).

FIGURA 59 - SENSOR MIOELÉTRICO MYOWARE MUSCLE SENSOR



FONTE: Autor (2022).

No teste de avaliação o controle motor do dedo foi inserido em um compartimento que permitiu a fixação do próprio dedo e do servomotor. O teste

partiu do acionamento de uma tecla de um teclado de computador e manuseio de uma xícara. O atuador escolhido foi o servomotor da marca Tower Pro® e modelo SG 90 com capacidade de 1,2 kg.cm de torque, facilidade de operação, e foi utilizada a mesma tensão de 5 V do Arduino.

Em um primeiro momento, o servomotor citado se apresentou como uma solução prática, rápida e de baixo custo. No entanto, para próteses de mão, foram analisados oito motores, sendo: servomotores, motores de passo e motorreduzores. Foram analisados os seguintes parâmetros: torque, tensão, corrente e dimensões. Os motores analisados podem ser visualizados na FIGURA 60 e na FIGURA 61. O motorreductor Chihai Motor (modelo CHF-GW12T-N20VA precisou ter a caixa de redução invertida para realizar os testes, e a inversão está descrita no próximo capítulo.

FIGURA 60 - MOTORES ANALISADOS



FONTE: Autor (2022).

Legenda: Micro motor de passo (a), Motor de passo 28BYJ-48 (b), Micro servo 9 g -SG 90 (c), Servo MG 90S (d), Servo SG 92R (e), Servomotor SPT® 12 kg (f) e Motorreductor Pololu® 1000/1(g).

FIGURA 61 - MOTOR - CHIHAI MOTOR® CHF-GW12T-N20VA



FONTE: Autor (2022).

### 3.2.6 Etapa 5: Diretrizes Para o Algoritmo

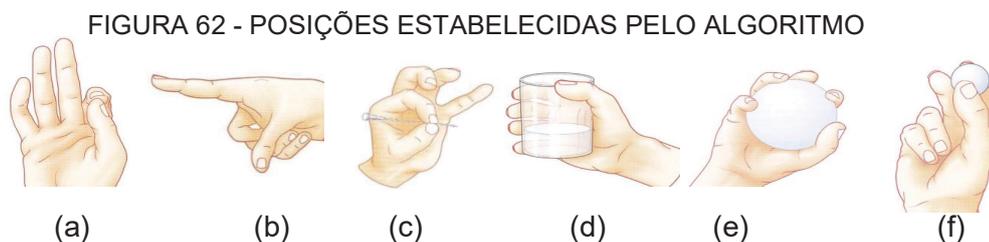
Para que a prótese mantivesse um padrão determinado de preensões, foram definidas quais seriam as preensões que o dispositivo deveria realizar. Outro ponto importante foi de como o algoritmo iria realizar as mudanças de funções (agarre), e para isso foram inseridos o acelerômetro e um botão de seleção.

A função do acelerômetro foi facilitar a ergonomia do usuário na mudança de posições de preensão, pois, com um leve gesto, o usuário pode passar de uma função para a outra, evitando o acionamento de um botão com a outra mão ou prótese. Caso a preferência seja mudar a função por meio de botões, o mesmo já está acoplado no circuito.

Como medida de segurança, foi incluído no algoritmo o comando de ciclos de operação (flexão e extensão de dedos), em que, após determinada quantidade de ciclos que caracterizam o final da carga da bateria, os dedos permanecem em extensão evitando que permaneçam em preensão contínua.

A programação definiu 6 opções de movimentos, sendo: 4 de preensões, 1 de toque e 1 de digitação. Os movimentos, mostrados na FIGURA 62, são:

- (a) flexão do indicador com os demais dedos em extensão (movimento de digitação);
- (b) extensão do indicador e flexão do polegar, médio, anular e mínimo (movimento de toque);
- (c) preensão fina de digitais, onde há uma oposição do polegar;
- (d) preensão palmar, onde a palma é parte integrante da preensão;
- (e) preensão palmar esférica pentadigital;
- (f) preensão com pinça tridigital, com polegar em oposição aos dedos indicador e médio.



FONTE: Adaptado de Kapandji (2007).

### 3.2.7 Etapa 6: Palma da Mão

Para o desenvolvimento do projeto da palma da mão, a exemplo do dedo, o modelo proposto precisou assemelhar-se à anatomia e à funcionalidade da palma da mão humana. O desafio foi inserir toda a eletrônica no reduzido espaço disponível e

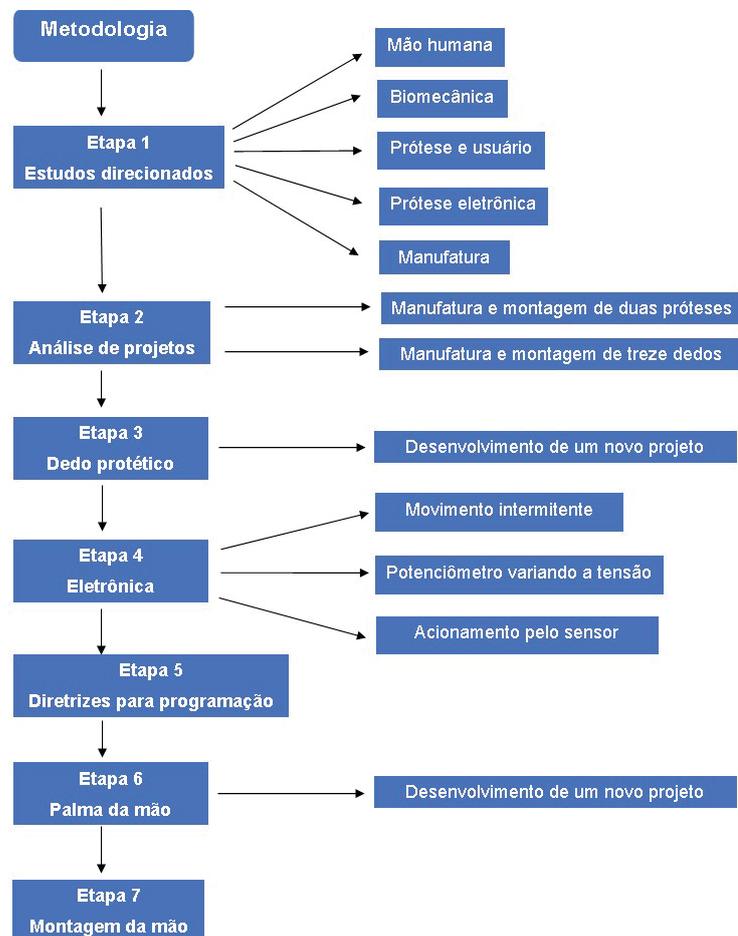
reproduzir o movimento das articulações com as falanges proximais dos dedos, criando assim um novo mecanismo.

### 3.2.8 Etapa 7: Montagem da Mão Biônica

A montagem de todos os elementos caracterizou o fim da etapa de projeto e início da fase de testes. A captação dos sinais funcionou por meio de eletrodos não invasivos. Outro ponto ajustado nessa etapa foi o algoritmo da prótese. Nesse caso, a faixa de sinais teve uma variação para cada usuário e o processamento precisou ser ajustado. As análises e os ajustes do processamento, por meio de alterações no algoritmo, foram os pontos de maior observação dessa etapa.

A FIGURA 63 apresenta uma representação da metodologia em forma de fluxograma, com a descrição para cada etapa, assim como os subitens que representam o processo de desenvolvimento do projeto.

FIGURA 63 - FLUXOGRAMA DA METODOLOGIA UTILIZADA



FONTE: Autor (2019).

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

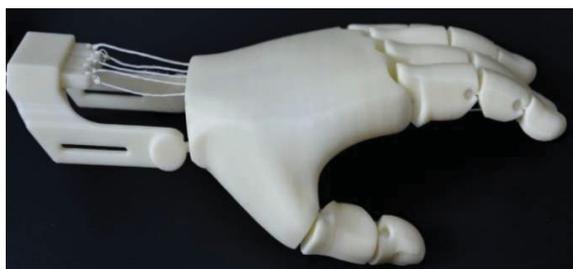
Neste capítulo são apresentados os principais resultados obtidos neste projeto de pesquisa. O capítulo é dividido em oito seções. Na primeira são apresentadas as reproduções de duas próteses de mão e treze projetos de dedos protéticos. Na segunda é demonstrado o desenvolvimento de um novo dedo protético. A terceira apresenta a implementação da eletrônica para o controle do dedo protético desenvolvido. Na quarta foram avaliados os oito atuadores selecionados para a flexão e extensão dos dedos protéticos. Na quinta foram analisados os testes de resistência mecânica da prótese de mão. Na sexta foram inseridos os componentes eletrônicos para operação dos cinco dedos protéticos. Na sétima são demonstradas a relação de componentes e a montagem da prótese de mão. Por fim, na oitava seção são apresentados os tipos de preensões e o projeto desenvolvido da prótese de mão.

### 4.1 FABRICAÇÃO DE DUAS PRÓTESES

Nesta seção, os resultados obtidos decorreram da produção de dois modelos de próteses, desde a fabricação até a montagem. Ambos dispositivos possuem acionamento mecânico com movimento do punho e regulagem da tensão dos cabos para a flexão dos dedos.

A primeira prótese (FIGURA 64), *Flexy Hand*, teve o tempo de manufatura em impressora 3D de 23h29min, sendo utilizados 263 g de filamento entre ABS e TPU. A montagem foi relativamente simples, mas o encaixe do flexível na palma da mão com a falange proximal foi bastante laborioso devido às dimensões de ambos componentes.

FIGURA 64 - PRÓTESE MECÂNICA FLEXY HAND



FONTE: Autor (2019).

A *Prosthetic Hand* (FIGURA 65), segunda prótese produzida, teve o tempo de impressão de 25h47min e foram utilizados 305 g de filamento entre ABS e TPU. A montagem foi mais complexa em relação à anterior. A união entre as falanges foi por meio de chapas de ligação, que necessitaram ser fixadas por pinos e solda em cada falange.

FIGURA 65 - PRÓTESE MECÂNICA PROSTHETIC HAND



FONTE: Autor (2019).

Considerando uma avaliação antropomórfica, a primeira prótese (*Flexy Hand*), apresentou maior semelhança com a mão humana, tanto no desenho quanto na questão ergonômica dos dedos com três falanges. No entanto, com a flexão dos dedos as falanges apresentam vãos que, com o decorrer da utilização, podem danificar o material flexível. Outro ponto importante foi que o flexível de união da palma da mão com o suporte do punho tende a se deslocar com muita facilidade, e o desacoplamento desse flexível faz com que a prótese fique completamente inoperante.

Além disto, os cabos de flexão passam quase em linha reta pela palma da mão e pela extremidade inferior dos dedos. Com isso, o momento necessário para acionamento no eixo das articulações foi menor, fazendo com que a força aplicada pelo punho na movimentação dos dedos fosse baixa, sendo este um bom indicativo para um movimento com menos força.

Entretanto, o principal problema observado no modelo *Flexy Hand* foi relativo à flexão do polegar, o qual fica distante da flexão dos dedos, limitando a quantidade de objetos com os quais a prótese pode interagir. Já em relação à impressão 3D, observou-se que pela geometria do projeto são necessárias mais de 4 camadas no perímetro e na superfície da prótese para melhorar o acabamento final. Contudo, isto não afetou mecanicamente a prótese.

A segunda prótese impressa (*Prosthetic Hand*) apresentou semelhança anatômica inferior quando comparada à primeira. Porém, qualitativamente, foi observado que a preensão de objetos apresentou qualidade superior à primeira. Os elementos flexíveis que ligam a palma da mão ao suporte do punho também apresentaram problemas de fixação. Porém, o principal diferencial foi o sistema de acionamento da falange distal. Neste sistema, o cabo, quando tracionado, tracionava a falange proximal e esta, por uma chapa de ligação, tracionava a falange distal. No entanto, esse processo de flexão dos dedos requereu muita força dos punhos.

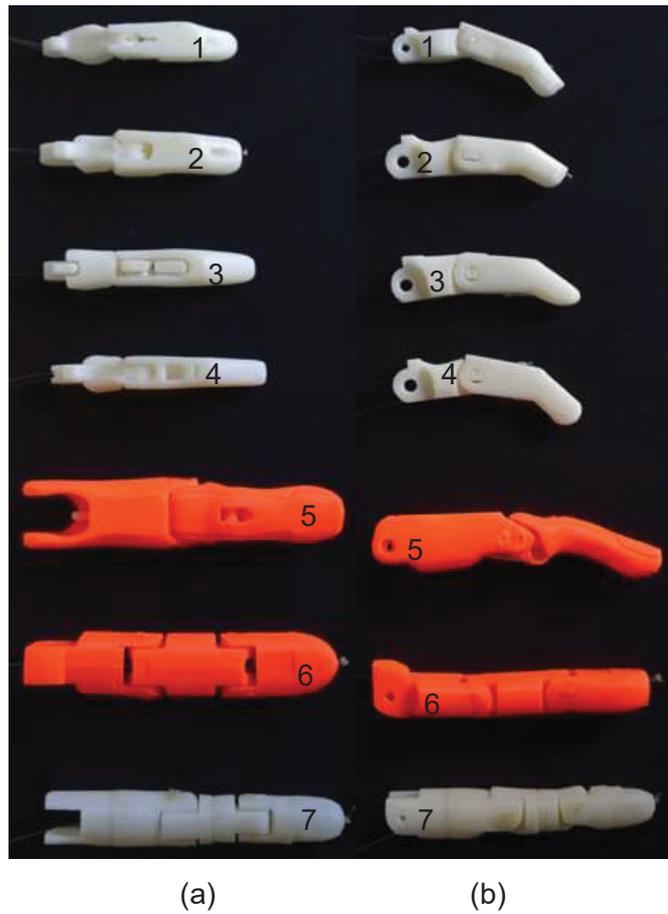
Entre as hipóteses que justificaram a maior força de acionamento no modelo *Prosthetic Hand*, estão as posições dos cabos, que passam muito próximos ao eixo que une as falanges. Além disso, os caminhos que os cabos percorrem para acionar os dedos apresentam várias ondulações, gerando consideráveis forças de atrito na palma da mão. Outro ponto abordado foi que o acionamento da falange proximal, por se tratar de um dedo com mecanismo quatro barras, exigiu o movimento completo do sistema no mesmo instante que ela era acionada. Logo, a força foi maior quando comparada a sistemas independentes, como o da *Flexy Hand*.

#### 4.1.1 Reprodução das Próteses de Dedo

Com o mesmo intuito de realizar a reprodução das próteses de mão, citadas anteriormente, os dedos protéticos passaram pelos processos de manufatura e análise. Entre os pontos observados estavam: os sistemas de flexão e extensão, o tipo de encaixe entre as falanges, as folgas e os ajustes, a quantidade de falanges, a utilização ou não de pinos, e a configuração para a manufatura pela impressão 3D. Também, como pontos de avaliação, foram analisadas as forças de extensão e flexão dos dedos protéticos.

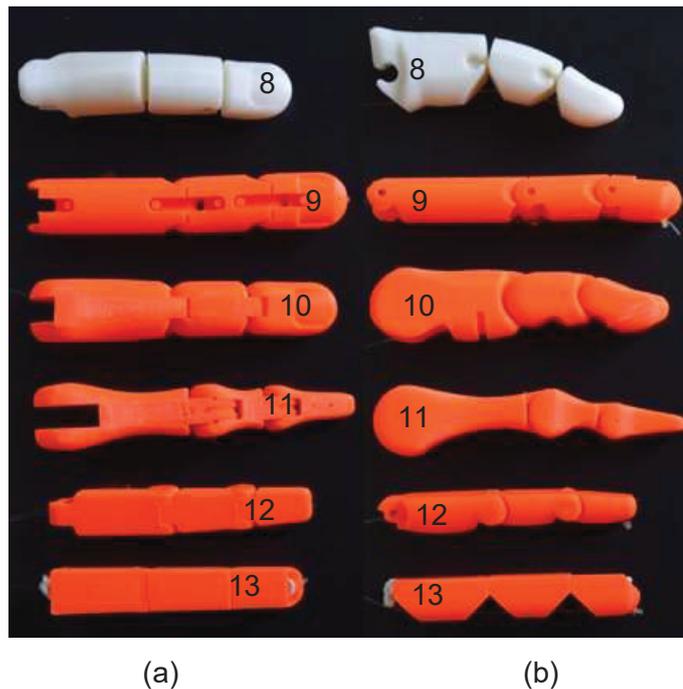
Nas FIGURAS 66 e 67 podem ser observados os treze dedos protéticos, manufaturados via impressão 3D, apresentando as vistas superior (FIGURAS 66a e 67a) e frontal (FIGURAS 66b e 67b). As diferentes cores observadas nas peças referem-se tão somente às cores dos filamentos disponíveis para as impressões. Os modelos foram apresentados inicialmente, com duas falanges e, posteriormente, com três falanges. Os modelos *Cyborg Beast* (1) e *Roboto Hand* (11) são, respectivamente, a menor e a maior geometria.

FIGURA 66 - DEDOS PRÓTICOS DE DUAS E TRÊS FALANGES



FONTE: Autor (2019).

FIGURA 67 - DEDOS PROTÉTICOS COM TRÊS FALANGES



FONTE: Autor (2019).

Por meio das medições, foi possível observar quantitativamente que os dedos com duas falanges exigiram menos força para movimentos de flexão e extensão sem manipular qualquer objeto, característica esta que poderia exigir menor esforço do atuador. No entanto, estes dedos também possuíam folgas maiores entre articulações que nas demais próteses, característica esta que provoca uma redução da exatidão dos movimentos.

Quando os dedos de duas falanges foram submetidos a forças como o acionamento de um teclado de computador, seu desempenho foi inferior, diferente da medição apenas de flexão, exigindo assim forças maiores para a flexão. Vale ressaltar que os dedos menores (P1 a P4), com duas falanges, apresentam melhor desempenho no acionamento de teclas “leves”, mas apresentaram, também, uma reduzida eficiência no agarre de objetos.

O projeto P4 foi aquele que requereu menor força para acionamento do teclado do *laptop*, com uma média de 0,3 N. Para os testes com o teclado convencional, o projeto P2 apresentou menor força para acionamento, com 2,8 N.

Outra análise importante em relação à preensão de objetos foi a posição angular das falanges. Isso, porque quanto maior o ângulo entre falanges, menor é a flexão dos dedos, resultando em uma limitação nos movimentos. Vale lembrar que a angulação das falanges humanas é próxima a 90°. Assim, é desejável que as próteses tenham semelhança para a realização dos movimentos.

A FIGURA 68 demonstra um comparativo visual dos projetos P15 e P4, sendo o P 15 baseado no comprimento de um dedo real de aproximadamente 11 cm. Na FIGURA 68 mostra-se uma análise visual comparativa dos ângulos de cada prótese, e na TABELA 11 estão quantificados os ângulos. O projeto P11 não foi aferido uma vez que não foi possível realizar a flexão. A prótese que mais se aproximou do ângulo de flexão dos dedos humanos foi o do projeto 13. Parte dos resultados são descritos em Quevedo et al. (2019a).

FIGURA 68 - DIFERENÇAS GEOMÉTRICAS DOS PROJETOS P15 E P4



FONTE: Autor (2019).

Legenda: Projeto P15 (a) e Projeto P4 (b)

FIGURA 69 - FLEXÃO DOS DEDOS PROTÉTICOS



FONTE: Autor (2019).

TABELA 11 - ÂNGULO DE FLEXÃO DOS DEDOS PROTÉTICOS

Projeto	Ângulo da falange proximal/medial	Ângulo da falange medial/distal
P1	86,16°	150,17° (Sem articulação)
P2	91,16°	154,77° (Sem articulação)
P3	87,29°	156,32° (Sem articulação)
P4	87,21°	140,12° (Sem articulação)
P5	86,15°	-
P6	88,45°	106,81°
P7	102,29°	112,43°
P8	122,96°	150,5°
P9	92,66°	118,45°
P10	112,00°	120,85°
P11	-	-
P12	88,32°	90,00°
P13	90,00°	90,00°

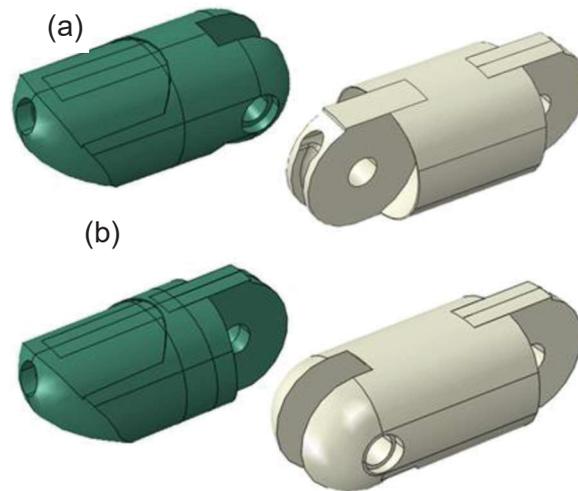
FONTE: Autor (2019).

#### 4.2 DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO PROJETO DE DEDO PROTÉTICO

Uma das premissas fundamentais do novo projeto foi atender a semelhança com a anatomia humana, como medidas antropomórficas e quantidades das falanges da mão humana. Assim, o conceito final da prótese foi resultado da evolução de 12 projetos ao todo. Após a definição do modelo, foram realizados quatro ajustes como: encaixes, ajustes interfalangianos, travas e pinos.

A primeira parte do projeto foi a definição de como seriam as articulações e os acoplamentos das falanges. No passo seguinte, as falanges passaram por uma modelagem buscando a semelhança antropomórfica sem perder a resistência mecânica. Para o desenvolvimento do novo projeto, as articulações interfalangianas passaram por simulações utilizando os Métodos dos Elementos Finitos. Nas FIGURAS 70a e 70b, são demonstradas as duas geometrias utilizadas nas análises estruturais.

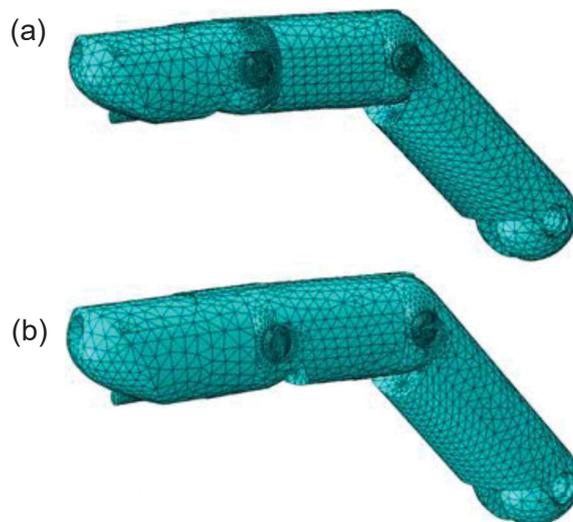
FIGURA 70 - GEOMETRIAS UTILIZADAS NAS ARTICULAÇÕES



FONTE: Adaptado de Quevedo et al. (2019b).

O comportamento da geometria foi avaliado para uma condição de flexão da falange distal. Nessa região, uma mola virtual foi acoplada, contrapondo-se ao movimento acima citado. Para fins de avaliação, a rigidez da mola recebeu os valores de 2,5 N/mm, 5 N/mm, 7,5 N/mm e 10 N/mm. Os resultados demonstram que houve uma redução do deslocamento nas falanges distal e medial de 53,61 % (53,61 %  $\pm$  0,57 %). Para as tensões máxima e mínima principais, as reduções foram na ordem de 85,85 % (85,85 %  $\pm$  6,09 %) e 54,78 % (54,78 %  $\pm$  5,18 %), respectivamente, nas regiões dos pinos e furos. Na FIGURA 71 são mostradas as malhas para o projeto “a” (FIGURA 71a) e projeto “b” (FIGURA 71b). Os números de elementos finitos e nós, característicos dessas malhas, estão apresentados na TABELA 12.

FIGURA 71 - MALHAS DE ELEMENTOS FINITOS PARA OS MOLEDOS DAS ARTICULAÇÕES



FONTE: Adaptado de Quevedo et al. (2019b).

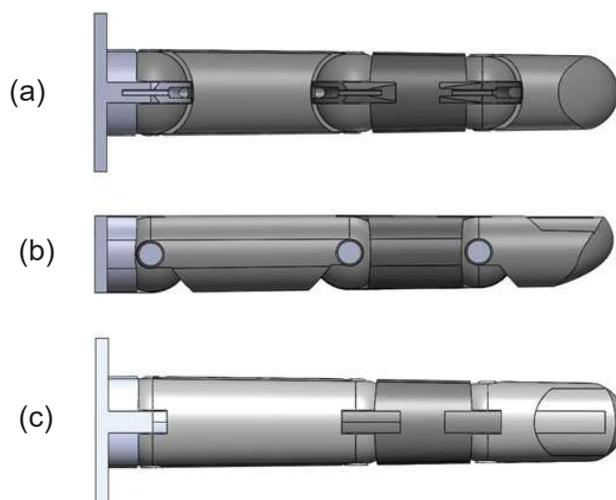
TABELA 12 - DADOS DAS SIMULAÇÕES POR ELEMENTOS FINITOS

<b>Projetos</b>	<b>Número de elementos</b>	<b>Número de nós</b>	<b>Software utilizado</b>
Modelo (a)	79.853	125.583	Abaqus
Modelo (b)	83.901	131.590	

FONTE: Adaptado de Quevedo et al. (2019b).

A FIGURA 72 apresenta a geometria final do dedo protético em suas vistas, inferior (FIGURA 72a), frontal (FIGURA 72b) e superior (FIGURA 72c).

FIGURA 72 - DEDO PROTÉTICO DESENVOLVIDO



FONTE: Autor (2019).

Após a elaboração do projeto, foi necessário realizar testes visando obter o melhor plano de manufatura (fatiamento) mais adequado tendo em vista o processo de fabricação. O modelo foi fatiado nas posições vertical, horizontal (com a face inferior voltada para baixo e, posteriormente, para cima) com inclinação em relação à mesa de impressão, mas com pequenas chapas de sacrifício como apoio. Todas as posições para o fatiamento foram realizadas tendo em vista a realização de análises de resistência mecânica e de acabamento da peça.

Contudo, os suportes e apoios não foram eficientes na impressão do dedo protético na posição horizontal, e a impressão final da peça apresentou erros no depósito contínuo de camadas. O mesmo se repetiu com a peça inclinada. Além disso, para esta posição, a impressão apresentou baixo nível de resistência mecânica. Com a impressão na horizontal, a peça resultou em um melhor acabamento, porém, apresentou pontos de fragilidade na trava para a extensão negativa (movimento contrário à flexão). Além disso, houve necessidade de realização de ajustes de acabamento nos encaixes das falanges.

Com as falanges na posição horizontal e com a face superior voltada para baixo foi possível imprimir apenas as falanges proximal e medial. No entanto, as bordas de impressão e a base criada para fixar a peça na mesa comprometeram a trava de extensão e o acabamento da peça. A solução foi inserir pequenas chapas com espessuras de 0,5 mm para nivelar a peça e mais um grupo de suportes. Após a impressão, tanto as chapas como os suportes foram removidos (FIGURA 73).

FIGURA 73 - CHAPAS DE APOIO PARA O NIVELAMENTO DAS FALANGES

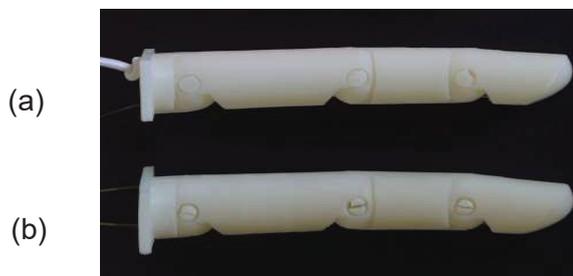


FONTE: Autor (2019).

Após a finalização da avaliação dos projetos, dois projetos para a movimentação das falanges do dedo protético foram realizados. O primeiro projeto continha elástico para a extensão e cabo para a flexão. No segundo, os movimentos de extensão e de flexão foram realizados por cabos. Na FIGURA 74, podem ser observados os dois protótipos modelados: um com micro rolamentos de diâmetro externo de 5 mm, e cuja extensão foi realizada por elástico (FIGURA 74a), e o

segundo, com a utilização de pinos, sendo a extensão realizada por cabo (FIGURA 74b).

FIGURA 74 - DEDOS DESENVOLVIDOS COM EXTENSÃO VIA ELÁSTICO E CABO



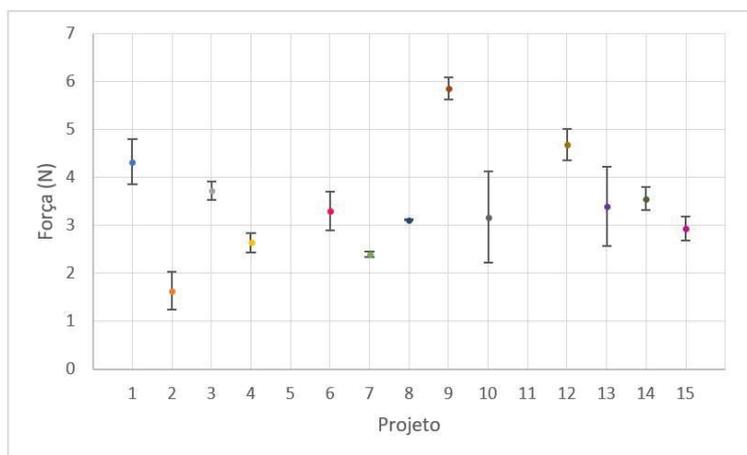
FONTE: Autor (2019).

É importante destacar que os dedos montados com micro rolamentos apresentaram suavidade nos movimentos de flexão e extensão. No entanto, para realização dos testes, utilizando a célula de carga, foram inseridos os pinos para que os projetos mantivessem as mesmas condições e pudessem se assemelhar aos dedos protéticos analisados no item 7.2.1. O dedo com a flexão por elástico foi denominado de projeto P14, enquanto o dedo com acionamento por cabos, de projeto P15.

De acordo com o gráfico da FIGURA 75, no teste com a célula de carga no acionamento da tecla do *laptop*, o projeto P15, quando comparado com os outros dedos protéticos, apresentou resultado inferior a alguns projetos que consideram a geometria com três falanges. No entanto, deve ser ressaltado que o projeto P13 apresentou movimentos bruscos quando submetido à flexão. Outro ponto importante foi que o projeto não possuía travas para a flexão negativa. Por fim, observa-se que entre as falanges existem lacunas possibilitando a exposição dos cabos, o que levou ao travamento do movimento em algumas ocasiões. Por outro lado, o projeto P10 possui, nas articulações, um sistema de pino que se soltaram com relativa frequência, desencaxando as falanges. Além disto, outra característica foi que o ângulo das falanges, também superior a  $90^\circ$ , dificultou o manuseio de pequenos objetos.

Com relação ao P7, diferentemente dos projetos P14 e P15, que possuem ângulos entre falanges de  $90^\circ$ , a sua angulação na falange distal é limitada e com excesso de folga entre as articulações.

FIGURA 75 - VARIAÇÃO DA FORÇA NECESSÁRIA PARA ACIONAMENTO DA TECLA DO LAPTOP

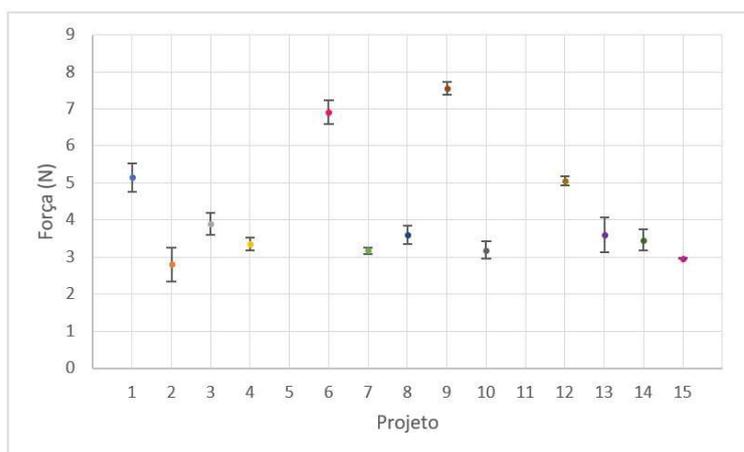


FONTE: Quevedo et al. (2019a).

Quando submetido a um esforço maior, como o acionamento de um teclado de *desktop*, o dedo protético P15 (FIGURA 76), devido à exatidão das suas articulações, respondeu melhor, obtendo, portanto, o melhor desempenho entre os dedos com três falanges. O dedo P2 possui comprimento muito inferior quando comparado ao tamanho do dedo de uma pessoa adulta, como o modelado no projeto P15.

Outro fator que contribuiu para o resultado superior do projeto P2, no acionamento da tecla, foi a inclinação da falange distal fixa, utilizando menos cabo para a flexão. No entanto, essa prótese, quando submetida a outras atividades como manipulação de objetos, teve o seu movimento limitado devido ao movimento fixo da falange distal.

FIGURA 76 - VARIAÇÃO DA FORÇA PARA ACIONAMENTO DA TECLA DO DESKTOP



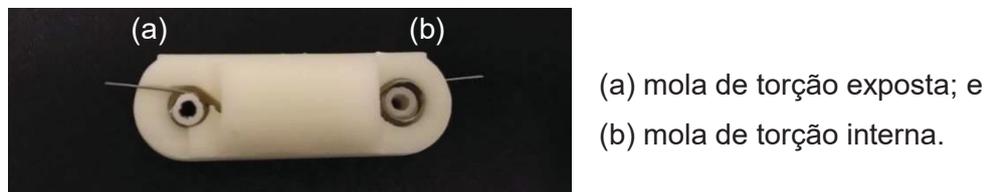
FONTE: Quevedo et al. (2019a).

Com a implementação da eletrônica, descrita na próxima seção, foi observado que algumas modificações para a extensão do dedo poderiam ser realizadas. Para a extensão do dedo foram substituídos o cabo e o elástico por molas de torção. Na FIGURA 77 pode ser observada a mola de torção exposta na falange medial, apenas para demonstração (FIGURA 77a).

Tanto a mola de torção quanto o micro rolamento ficam embutidos no interior das falanges (FIGURA 77b). Desta forma, inserir o micro rolamento e a mola de torção no interior da peça evitou que estes elementos se deslocassem, evitando um mau funcionamento do mecanismo, o que poderia ser ocasionado por um choque mecânico. Esta solução preveniu ainda que elementos externos entrassem em contato com a união das articulações e travassem o movimento de rotação interfalangiário.

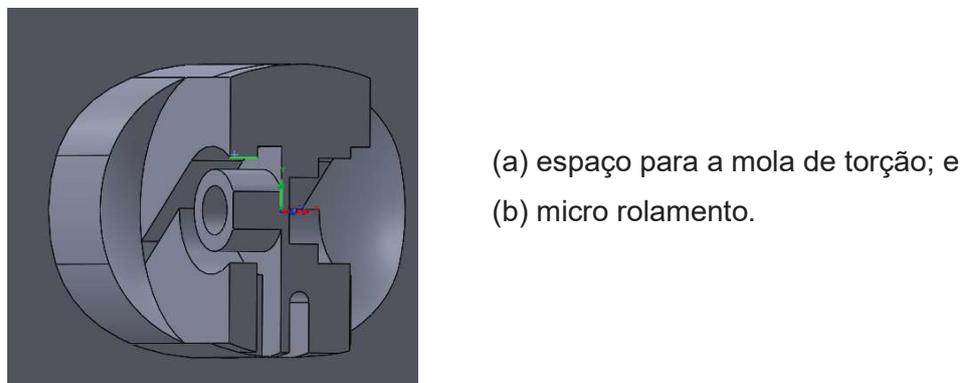
Os locais para acoplamento dos micro rolamentos e das molas de torção podem ser visualizados no desenho da FIGURA 78 na qual, por meio de um corte transversal da peça, é possível notar os encaixes.

FIGURA 77 - MOLAS DE TORÇÃO NA FALANGE MEDIAL



FONTE: Autor (2022).

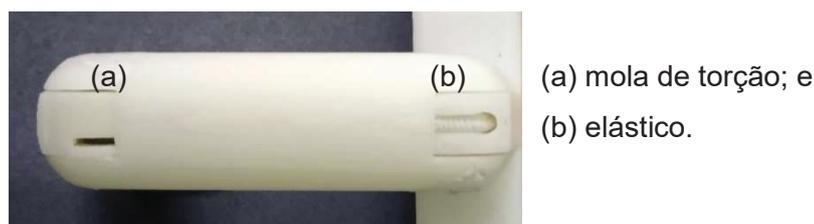
FIGURA 78 - POSIÇÃO DE ACOPLAMENTO DA MOLAS DE TORÇÃO E DO MICRO ROLAMENTO



FONTE: Autor (2022).

Após a montagem do sistema com molas e micro rolamentos, foram realizado um teste de flexão total, no qual o cabo ligado ao motorreductor fez a tração. Nesses ensaios, foram utilizadas as molas de torção de menor tensão. O objetivo aqui era que as mesmas exigissem um reduzido valor de força para manter o dedo na posição de extensão com o seu próprio peso (dedo). Além das molas de torção de fio (corda de piano) de espessura e largura das espiras respectivamente: 0,4 mm e 2,7 mm; 0,5 mm e 2 mm; e 0,7 mm e 2,8 mm, todas as molas possuíam diâmetro externo de 6 mm e ângulo de 180°. Também foi utilizado um sistema de extensão com elástico de seção transversal circular e diâmetro de 2,5 mm, além de um sistema “híbrido” (FIGURA 79), com mola de torção e elástico, ambos de 0,5 mm (espessura do fio e 2,5 mm de diâmetro do elástico).

FIGURA 79 - SISTEMA HÍBRIDO DE EXENSÃO COM MOLA DE TORÇÃO E ELÁSTICO



FONTE: Autor (2021).

As medidas apresentadas na TABELA 13 representam valores médios da força de tração necessária para realizar o movimento de flexão em triplicata referente ao dedo médio testado (dedo de maior comprimento). Os resultados foram obtidos no Laboratório de Física I do Instituto de Física da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS). O instrumento utilizado foi um dinamômetro analógico tubular da marca Crown®, modelo AT 05.

TABELA 13 - FORÇA DE TRAÇÃO PARA FLEXÃO

Teste	Falanges (diâmetro do fio da mola x largura das espiras)			Resultado (kgf)
	Proximal (mm)	Medial (mm)	Distal (mm)	
1	0,7x2,8	0,5x2,0	0,4x2,7	1,3
2	0,5x2,0	0,5x2,0	0,4x2,7	0,4
3 (elástico)	Extensão por elástico com seção circular e diâmetro de 2,5 mm			1,1
4 (híbrido)	Elástico (2,5)	0,5x2,0	0,5x2,0	0,5

FONTE: Autor (2022).

### 4.3 INSERÇÃO DOS COMPONENTES ELETRÔNICOS E UTILIZAÇÃO DOS ALGORITMOS

Como definido na metodologia, foram inseridos os componentes eletrônicos para o processo de automação da prótese. Em um primeiro momento, foi necessário criar uma estrutura que pudesse acoplar o dedo protético e o servomotor, sendo uma das características dessa estrutura apresentar a capacidade de trabalhar com uma das tampas removidas, para que fosse possível observar a dinâmica dos cabos do dedo protético. Também, foi previsto que tal estrutura possuísse uma base para que o dedo pudesse trabalhar na posição vertical e, quando necessário, que a mesma fosse removida para manipulação do dedo na posição horizontal.

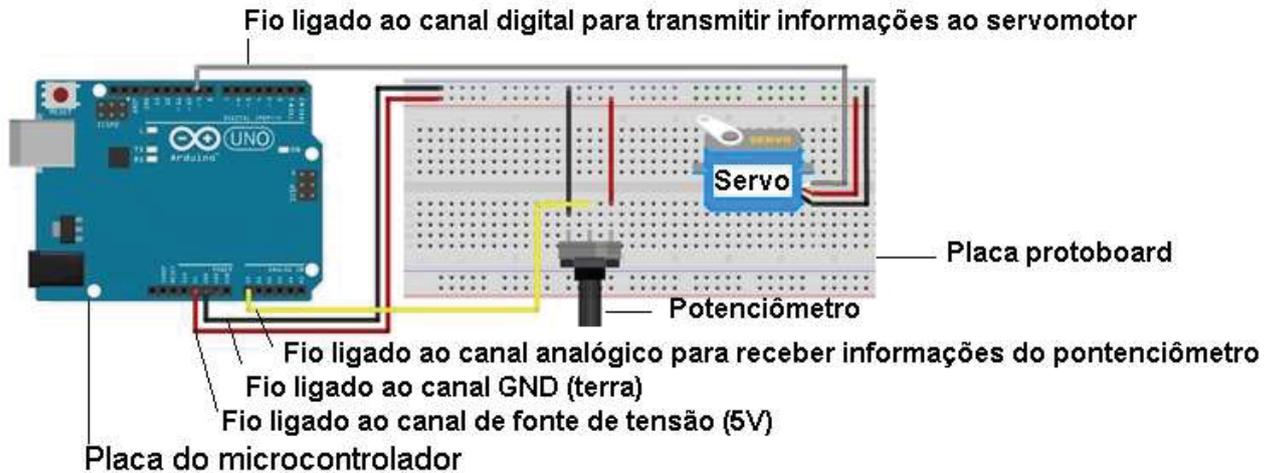
Na primeira avaliação, foi considerado o comportamento da prótese com o servomotor acionado sem interrupção. Com isso, o dedo protético realizou movimentos contínuos de flexão e extensão. Com esta sequência de movimentos foi possível analisar os comportamentos mecânicos dos cabos e das articulações *in loco*. O algoritmo utilizado está disponível no Anexo 1.

Assim, considerando os seus resultados preliminares, foi escolhido o projeto P15, e selecionado o servomotor de menor torque (micro Tower Pro® SG 90), com intensidade de 1,2 kgf.cm, para o primeiro teste foi.

Foi observado que, para o primeiro teste, mesmo sem o micro rolamento, o dedo foi capaz de realizar a extensão e a flexão sem sobrecarregar o atuador. Entretanto, foi detectada a necessidade de adicionar uma pequena angulação entre as falanges para fechar um pouco mais o dedo para a flexão. Além disso, foi necessário que o servomotor “recolhesse” um comprimento maior do cabo para as três falanges, e como alternativa foi criada uma angulação entre as falanges para continuar usando um servomotor com curso de 180°.

Para o segundo teste foram realizados movimentos finos, controlados pelo potenciômetro, com a finalidade de análise do movimento de cada falange. A configuração do circuito está apresentada na FIGURA 80. Os testes foram realizados com duas situações, o acionamento da tecla de um teclado de *desktop*, e a manipulação de uma xícara com preensão e soltura da mesma pelo pegador. O último teste com utilização do potenciômetro foi o controle simultâneo com dois dedos, no qual também se obteve bom desempenho. O algoritmo desse teste está descrito no Apêndice 1.

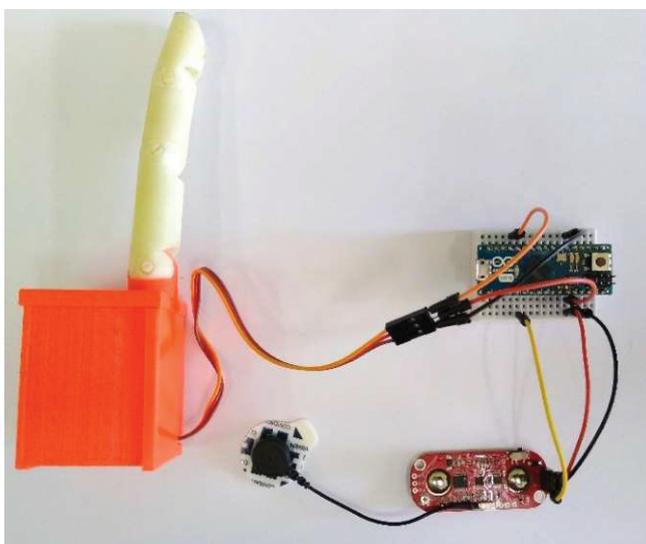
FIGURA 80 - CONFIGURAÇÃO DE TESTE COM O POTENCIÔMETRO PARA MONTAGEM DA PRÓTESE DE DEDO



FONTE: Autor (2019).

Um terceiro teste foi realizado utilizando o algoritmo oferecido pelo próprio fabricante do sensor, porém, substituindo o potenciômetro pelo sensor *Myoware® Muscle Sensor*. No entanto, foram necessários ajustes na faixa de leitura do sinal mioelétrico, em virtude do insuficiente sinal elétrico captado pelo sensor. Neste caso, o dedo apresentou velocidades muito rápidas de flexão e extensão, sendo necessários ajustes do algoritmo, o qual está descrito no Anexo 2. A FIGURA 81 representa a montagem do circuito eletrônico, com a alimentação inserida de 5 V.

FIGURA 81 - MONTAGEM DO CIRCUITO ELETRÔNICO COM SENSOR MIOELÉTRICO, MICROCONTROLADOR E DEDO PROTÉTICO



- (a) dedo protético;
- (b) conector do servomotor na porta 9;
- (c) conector do filtro graduado de densidade neutra (GND, acrônimo de *graduated neutral density filter*);
- (d) microcontrolador;
- (e) conector do sensor mioelétrico ligado no GND;
- (f) conector do sensor mioelétrico;
- (h) sensor mioelétrico;
- (i) eletrodo; e
- (j) estrutura com o servomotor.

FONTE: Autor (2019).

#### 4.4 ANÁLISE DOS MOTORES

Na TABELA 14 estão inseridos os dados de cada motor analisado, sendo alguns desses dados obtidos apenas com os motores em operação. Na TABELA 15 são descritos os resultados de desempenho dos motores analisados.

TABELA 14 - DADOS DOS MOTORES

Nome	rpm / grau / ppr	Tensão (V)	Corrente (A)	Torque (Kgf.cm)	Dimensões (mm)
Micro motor de passo	200 ppr	9,6 V	0,113	-	Ø8 x 8 comp.
Motor de passo 28BYJ-48	64 ppr	5,0 V	1,00	2,2	Ø28 x 29 comp.
Servomotor 9g - SG 90	180°	6,0 V	-	1,6	32 x 12 x 30
Servomotor MG 90S	180°	6,0 V	-	2,2	35,5 x 12 x 32,5
Servomotor SG 92R	180°	4,8 V	-	2,5	32 x 12,2 x 30
Servomotor SPT 12 kg	180°	6,0 V	1,80	12,0	560 x 200 x 330
Motorreductor Pololu 1000/1	50 rpm	6,0 V	0,55	5,5	490 x 200 x 330
Motorreductor CHF-GW12T-N20VA	27 rpm	6,0 V	0,40	3,0	390 x 120 x 180

FONTE: Autor (2022).

TABELA 15 - DESEMPENHO DOS MOTORES

(continua)

Nome	Observações
Micro motor de passo	Com apenas 3 g, este motor apresentou ótimo controle, peso e dimensões reduzidas, porém o torque (que não foi disponibilizado) não foi capaz de executar a flexão dos dedos.
Motor de passo 28BYJ-48	O motor de passo apresentou um ajuste fino nos movimentos, porém para uma prótese de mão de desarticulação de punho torna-se inviável a utilização de motores de 41 gramas e com dimensões elevadas.
Servomotor SG 90	Com apenas 9 gramas e engrenagem em ABS, o servomotor se mostrou muito eficaz para utilização nos testes de caráter mecânico do dedo, e executou perfeitamente a manipulação de pequenos objetos como xícaras e teclas. Mas além do tamanho, que não é reduzido devido ao braço de rotação, para manipulações com objetos maiores o torque do motor é insuficiente.

TABELA 15 - DESEMPENHO DOS MOTORES

(conclusão)

Nome	Observações
Servomotor MG 90S	Com 13 gramas e engrenagens metálicas, este servomotor, mesmo com um torque superior ao SG 90, apresentou os mesmos problemas quando o dedo protético manipulou objetos maiores, como falta de torque para manter os objetos em apreensão.
Servomotor SG 92R	Entre os servos de tamanho reduzido, este modelo apresenta maior torque. Com 9 gramas e engrenagens em fibra de carbono poderia ser uma solução, no entanto o pequeno acréscimo de torque não apresentou mudança significativa nas manipulações de objetos.
Servomotor SPT 12 kg	Este servo de alto torque (12 kgf.cm), com 40 gramas e engrenagens metálicas seria uma excelente proposta para atuar no movimento de dois dedos ao mesmo tempo. Porém, o servo exige elevada corrente, o que também não foi descrito pelo fabricante. Somado ao peso, dimensões e consumo de energia, não foi viável sua utilização.
Motorreductor Pololu 1000/1	Com 16 gramas, boa relação de torque e consumo de energia, o modelo foi uma alternativa viável. No entanto, foi necessário criar um conjunto de engrenagens cônicas para que o motorreductor pudesse recolher o cabo de flexão do dedo.
Motorreductor CHF- GW12T-N20VA	Este motorreductor, assim como o modelo anterior do Pololu de 16 gramas e engrenagens metálicas, possui um tamanho de eixo (comprimento) reduzido em 1 cm. Com a inversão da caixa de engrenagens, foi possível eliminar as engrenagens cônicas do motorreductor anterior e reduzir o espaço ocupado pelo motorreductor.

FONTE: Autor (2022).

#### 4.5 TESTES DE RESISTÊNCIA MECÂNICA

Objetivando avaliar a resistência mecânica da prótese, foram realizados ensaios de flexão dos seguintes componentes: falange proximal; junta de articulação da falange medial e proximal; e das palmas da mão protética em fibra de carbono com ABS antichamas e com apenas ABS antichamas. O equipamento utilizado foi a máquina universal de ensaios EMIC DL 10000-1000 kN.

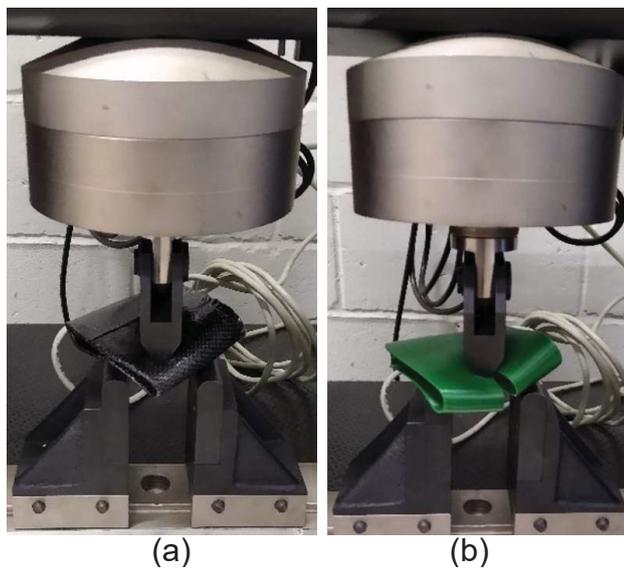
Na FIGURA 82, é possível observar o ensaio de flexão da falange proximal (FIGURA 82a) e o instante de sua fratura (FIGURA 82b). Os dados podem ser





Os testes de flexão da palma da mão (FIGURA 86) ocorreram com o corpo de prova composto por fibra de carbono e ABS antichamas (FIGURA 86a) e apenas em ABS antichamas (FIGURA 86b).

FIGURA 86 - ENSAIO DE FLEXÃO DA PALMA DA PRÓTESE DE MÃO



FONTE: Autor (2022).

Devido à geometria complexa não foi possível gerar o gráfico de tensão x deformação com o equipamento disponibilizado. A força aplicada na palma da mão composta por fibra de carbono e ABS antichamas, foi de 202 N, até a primeira fratura. Após esse carregamento inicial, foi inserida uma força extra, somando 300 N, com a finalidade de observar a reação do corpo de prova, que ainda assim se mostrou viável para a utilização após o ensaio. Para a palma da mão apenas em ABS antichamas, a força aplicada foi de 80 N, e com a fratura o corpo de prova tornou-se inutilizável.

#### 4.6 ADAPTAÇÃO DOS MOTORES E IMPLEMENTAÇÃO DA ELETRÔNICA DEDICADA AO PROJETO

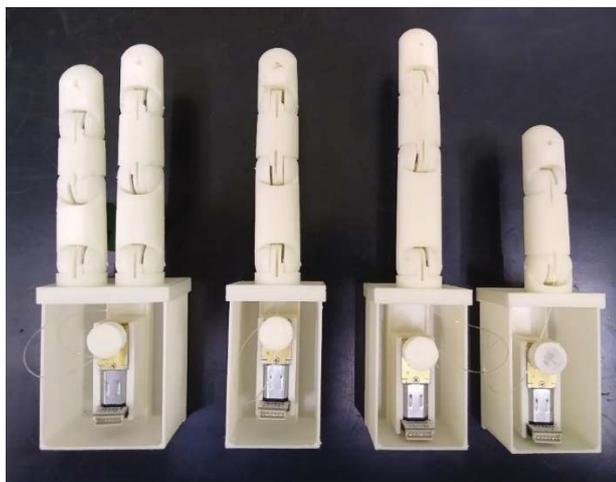
Com a avaliação dos motores (TABELA 15) e a implementação nos dedos protéticos, foi possível observar que a maioria dos motores, quando operam simultaneamente para determinadas preensões, apresentaram uma força de preensão relativamente baixa, havendo ainda questões de peso, dimensões e

corrente necessária para alimentação. Com isto foram inseridos os motores da Chihai Motor (modelo CHF-GW12T-N20VA).

O motor inserido necessitou ter sua caixa de redução invertida, além da inserção de uma polia no seu eixo, com isso ocupou menos espaço e facilitou a fixação dos cabos. Os motorreduzores selecionados, visualizados na FIGURA 87, possuem elevado torque, baixo consumo de energia e o seu controle de rotação é realizado por um *encoder*, o que gera uma maior precisão.

O uso do dedo protético tem uma influência direta sobre o consumo de energia e no desempenho do motor. No projeto do dedo elencado, em dedos com a flexão por elástico, a exigência de corrente foi de 0,42 mA. Por outro lado, em dedos com as molas de torção adequada (teste 2 da TABELA 13), a corrente foi de 0,05 mA, sendo o teste realizado utilizando o alicate amperímetro digital HA-3600 – Hikari.

FIGURA 87 - DEDOS COM MOTORREDUTORES ADAPTADOS



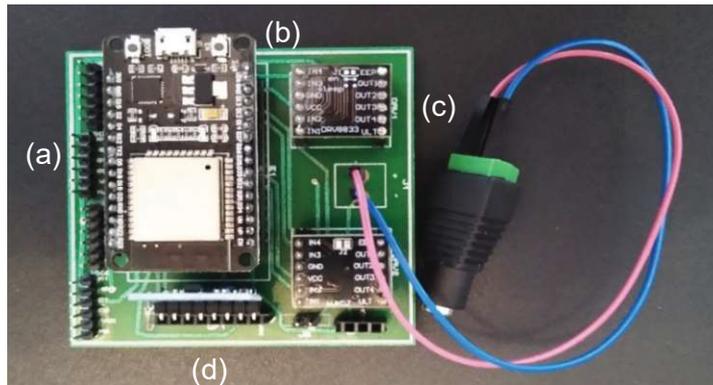
FONTE: Autor (2022).

A diferença apontada na aferição da corrente elétrica reflete diretamente no consumo de bateria. Em testes de flexão total com todos os dedos, em intervalos de 30 segundos, foi possível aferir uma duração de 20 h de operação da bateria, a qual possui tensão de 7,4 V e 4000 mAh, dimensões de 85 mm de comprimento, 60 mm de largura e 10 mm de espessura, sendo recarregável e de Lithium.

Para otimizar o espaço da prótese de mão foi criada uma placa de circuito específica para o dispositivo (FIGURA 88), na qual as dimensões são compactas em uma área de 70 mm x 70 mm. Foram inseridos o ESP 32 (uma vez que possui

capacidade de processamento superior ao Arduino micro), dois drivers conectados a dois motorreductores; um botão para mudança do tipo de preensão; e um acelerômetro, que também possui a capacidade de mudança de função de preensão.

FIGURA 88 - PLACA DE CIRCUITO DESENVOLVIDA



- (a) conectores do motorreductor;
- (b) Esp 32;
- (c) driver do motorreductor;
- (d) acelerômetro;

FONTE: Autor (2022).

#### 4.7 RELAÇÃO DE COMPONENTES E MONTAGEM DA PRÓTESE DE MÃO

Para a montagem da prótese implementada neste trabalho, foram necessários os elementos mecânicos e eletrônicos descritos na TABELA 16. Na FIGURA 89, é possível visualizar a parte interna com os componentes eletrônicos e mecânicos.

TABELA 16 - RELAÇÃO DE COMPONENTES

(continua)

Descrição	Quantidade
Parafusos M2	12
Micro rolamentos	42
Cabos para flexão dos dedos	15
Molas de torção em 180°	14
Eixos de 2 mm de diâmetro	14
Placa de circuito	1
Bateria	1
Microcontrolador ESP 32	1

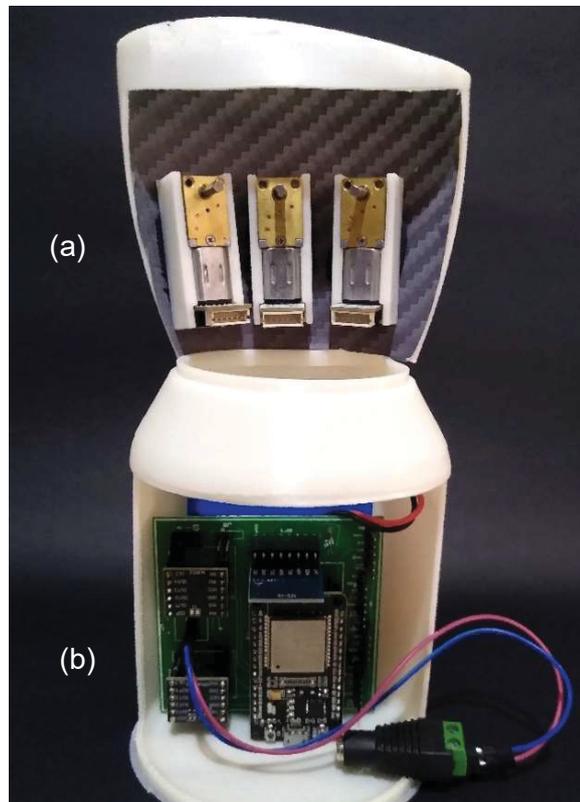
TABELA 13 - RELAÇÃO DE COMPONENTES

		(conclusão)
Descrição	Quantidade	
Driver DVR 8833	2	
Acelerômetro GY – 521	1	
Motorreductor	4	
Botão	1	
Cabos de energia do motorreductor a placa de circuito	24	
Eletrodos reutilizáveis	3	
Sensor mioelétrico	1	

FONTE: Autor (2022).

Na FIGURA 89 é possível visualizar os três motorredutores (FIGURA 69a), sendo um para o dedo indicador, outro para o dedo médio, e o terceiro para os dedos anular e mínimo. O motorreductor do polegar está localizado na parte oposta e pela forma de encaixe não é possível sua visualização. A placa de circuito com os componentes eletrônicos (FIGURA 69b) fica na parte inferior em frente à bateria.

FIGURA 89 - MONTAGEM INTERNA DA PRÓTESE

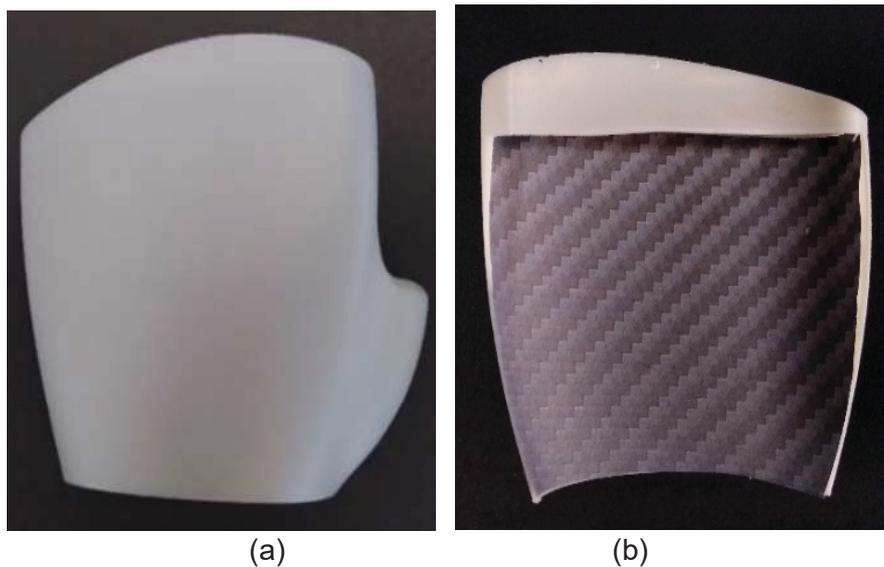


FONTE: Autor (2022).

Pelas dimensões da placa de circuito e bateria, ambas podem ser posicionadas por meio de um suporte junto ao membro residual do usuário. Na FIGURA 89 é apresentada uma prótese com as dimensões adequadas a um dispositivo de amputação transradial, porém a mesma pode ser facilmente readequada para amputações de nível de desarticulação de punho.

A palma da mão, em uma das versões, recebeu tratamento na superfície exterior com lixa de gramatura 500 para massa e tinta tipo “primer” para primeira camada em polímero (FIGURA 90a). O resultado foi a obtenção de uma superfície lisa e sem o acúmulo de qualquer resíduo de sujeira. A parte interna da prótese segue com laminação em fibra de carbono (FIGURA 90b), o que tornou o elemento mais resistente. O dorso e a parte interna podem ser vistos na FIGURA 90.

FIGURA 90 - DORSO DA MÃO E REGIÃO INTERNA COM FIBRA DE CARBONO

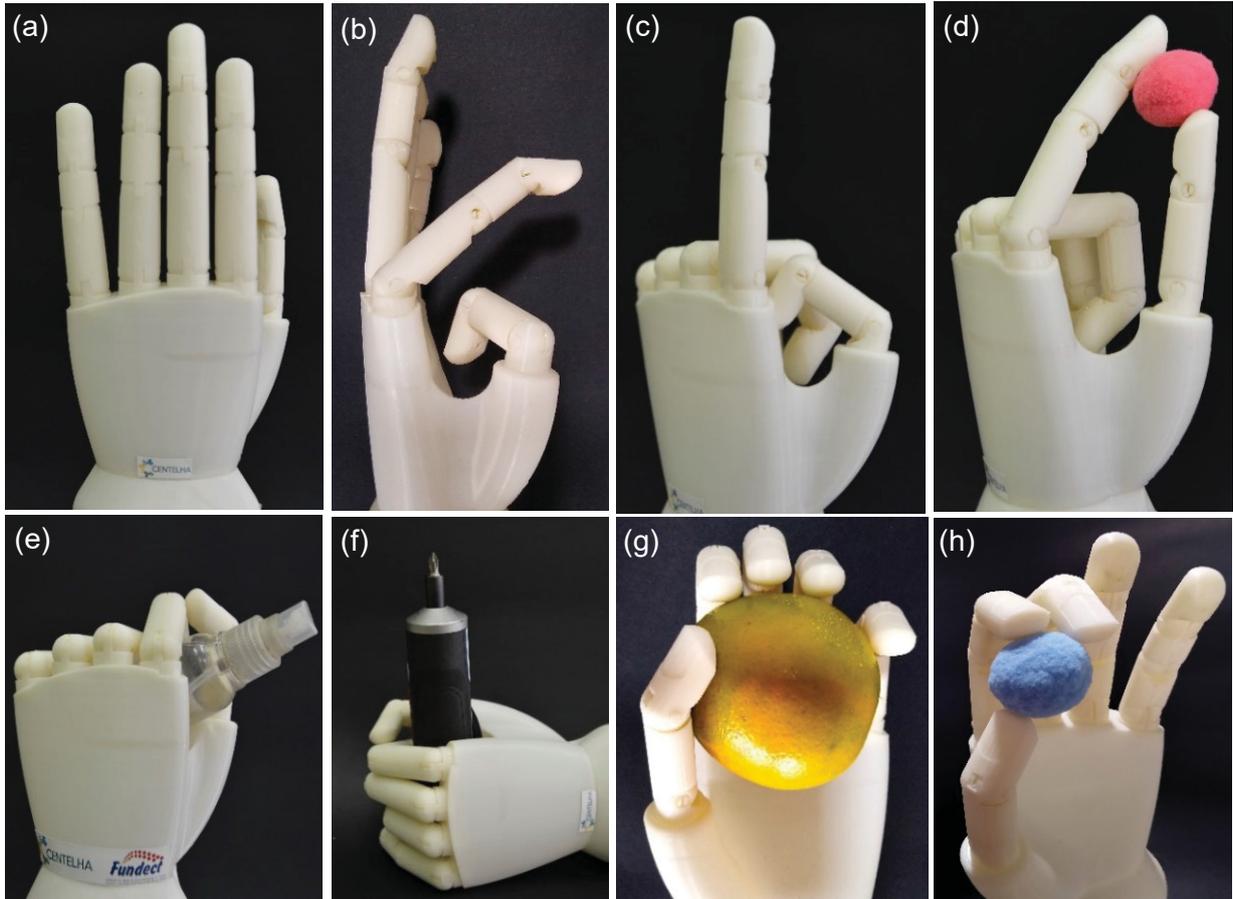


FONTE: Autor (2022).

#### 4.8 PRÓTESE BIÔNICA DESENVOLVIDA

A prótese desenvolvida no presente projeto de pesquisa foi nomeada de TecProjet MB1 (FIGURA 91). Este protótipo executa todas as preensões que foram definidas na metodologia (item 7.5, FIGURA 62). O peso total da prótese ficou em apenas 396 gf, inferior ao das próteses comercial e de alta tecnologia. Esta característica é importante, tendo em vista a questão ergonômica para o usuário.

FIGURA 91 - PRÓTESE BIÔNICA DE MÃO TECPROJET MB1



FONTE: Autor (2022).

Legenda: (a) Dedos em extensão, (b) e flexão do indicador (movimento de digitação), (c) extensão do indicador (movimento de toque), (d) preensão fina de digitais, (e) e (f) preensão palmar, (g) preensão palmar esférica pentadigital e (h) preensão com pinça tridigital.

Sob o ponto de vista econômico, o projeto procurou alcançar a melhor relação entre o menor custo de material e o máximo desempenho do dispositivo. Como exemplos desta otimização de recursos e performance, se destacam a palma da mão, os dedos protéticos e o sensor mioelétrico. Assim, a palma da mão foi produzida com o mínimo de material e mantendo a resistência e leveza necessárias para mais conforto do paciente durante a utilização. Já nos dedos protéticos, o melhor desempenho dos componentes possibilitou a adoção de motorreductores de menor custo quando comparados aos usuais, inclusive sendo possível a utilização de um motorreductor para acionar dois dedos. E por último, mas não menos importante, o sensor mioelétrico apresenta um valor inferior quando comparado a outros modelos. Contudo, apesar da redução de custo do sensor mioelétrico, ainda

assim foi necessária apenas uma unidade do mesmo, deixando a cargo do algoritmo compensar as diversas leituras dos SME.

Na TABELA 17, estão apresentados os custos dos componentes da prótese de mão, tendo como referência o segundo semestre de 2022. Nos valores não foram computados os custos de envio, taxas de importação e compra de equipamentos necessários para a manufatura, bem como o custo para operação dos mesmos. Assim, o valor total de componentes foi de R\$ 2.323,25, ou cerca de US\$ 430.

TABELA 17 - RELAÇÃO DE COMPONENTES

<b>Descrição</b>	<b>Valor (R\$)</b>
Parafusos M2	11,25
Micro rolamentos	195,00
Cabos para flexão dos dedos	19,35
Molas de torção em 180°	182,00
Eixos de 2 mm de diâmetro	35,00
Placa de circuito	150,00
Bateria	145,00
Microcontrolador ESP 32	72,90
Driver DVR 8833	45,70
Acelerômetro GY – 521	20,75
Motorreductor	217,12
Botões	73,15
Cabos de energia do motorreductor a placa de circuito	12,00
Eletrodos reutilizáveis	117,00
Sensor mioelétrico	612,00
ABS Antichamas e revestimento de fibras de carbono	450,00

FONTE: Autor (2022).

#### 4.9 METODOLOGIA PROPOSTA

A metodologia definida no trabalho foi baseada em uma sequência ordenada de etapas com a finalidade de concluir a execução do projeto com êxito. Contudo, no decorrer da realização de testes, análises e obtenção de resultados foi possível ainda estruturar uma nova metodologia para projetos de próteses biônicas de mão capaz de otimizar o processo construtivo, não apenas em caráter científico, mas

também idealizado para atender a produção industrial e o mercado consumidor. A FIGURA 92 demonstra o fluxograma das macrofases que envolvem o planejamento e concepção do produto. As macrofases devem ser executadas na sequência e só devem ser avançadas quando a anterior for concluída.



FONTE: Autor (2022).

Cada macrofase representa um conjunto de itens que devem ser executados no processo de desenvolvimento do produto. De forma mais detalhada, as macrofases e os itens, juntamente com as descrições de atividades correspondentes, são apresentados na TABELA 18.

TABELA 18 - DESCRIÇÃO DAS ETAPAS E ATIVIDADES DA METODOLOGIA PROPOSTA

(continua)

Macrofase	Atividade	Descrição
Fase preliminar (Pesquisa)	Análise de mercado	Pesquisar e analisar os produtos existentes; demanda de mercado; valores para aquisição e manutenção; e rejeição do produto.
	Pré definição de projeto	O que o projeto pretende realizar? Quais são os pontos fortes e fracos? Limitações e diferenciais tecnológicos? Como pode ser produzido? Qual o conceito do algoritmo?
	Estimativa de componentes	Levantamento dos componentes necessários; ferramentas utilizadas no processo de projeto e produção; e relação de fornecedores.

TABELA 19 - DESCRIÇÃO DAS ETAPAS E ATIVIDADES DA METODOLOGIA PROPOSTA

(continua)

<b>Macrofase</b>	<b>Atividade</b>	<b>Descrição</b>
Fase preliminar (Pesquisa)	Avaliação de despesas e possíveis lucros	Margem de lucro aceitável pela empresa?
	Plano de negócios	
	Ajuste da etapa se necessário	
	Nova avaliação de despesas e lucros se necessário	
Desenvolvimento 1	Tipos de prensão	Qual ou quais serão os tipos de prensões ou atividades que a prótese irá realizar.
	Especificações do projeto	Definição do modelo do dedo e palma da mão; e definição dos componentes mecânicos e eletrônicos.
	Definição da manufatura	Qual ou quais serão os processos definidos?
	Simulações	Simulações de cinemática e de resistência dos elementos projetados
	Prototipação do dedo	Realizar a manufatura para o corpo de prova
	Implementação dos componentes eletrônicos no dedo	Montagem preliminar do dedo protético com os elementos mecânicos e eletrônicos definidos.
	Avaliação da montagem do dedo	Avaliação da implementação dos elementos mecânicos e eletrônicos no dedo protético.
	Realizar ajustes se necessário	
	Avaliação financeira do plano de negócios, se necessário realizar ajustes	
Teste 1	Teste mecânico do dedo protético	Teste de flexão e extensão; ensaio mecânico na máquina universal de ensaios (tração e flexão).
	Teste do circuito eletrônico	Circuito em operação executando a flexão e extensão do dedo.
	Teste do algoritmo	Automação do dedo protético de forma individual e com os cinco dedos em operação
	Ajustes se necessário	
Desenvolvimento 2	Prototipação da palma da mão	Realizar a manufatura da palma da mão com o(s) processo(s) definido(s) nas etapas anteriores.
	Ajustes se necessário	
Teste 2	Teste mecânico da palma da mão	Realizar testes de tração e flexão na palma da mão com a máquina universal de ensaios.
	Ajustes se necessário	
Montagem	Produto piloto	Realizar a montagem dos dedos e acoplamentos na palma da mão; e inserir todos os componentes eletrônicos.

TABELA 20 - DESCRIÇÃO DAS ETAPAS E ATIVIDADES DA METODOLOGIA PROPOSTA

(conclusão)

<b>Macrofase</b>	<b>Atividade</b>	<b>Descrição</b>
Teste 3	Testes de preensões	Testar as preensões definidas na etapa anterior; e validar o equipamento para os testes com o usuário.
	Ajustes se necessário	
Produção	Implementar a prótese na linha de produção	Definir os processos de manufatura adequados de acordo com o tipo de projeto.
Lançamento		
Monitoramento do produto		

FONTE: Autor (2022).

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo são apresentadas as conclusões obtidas por meio da realização do presente projeto de pesquisa, bem como são apontadas algumas sugestões para trabalhos futuros.

### 5.1 CONCLUSÕES

Com este projeto se procurou desenvolver uma prótese biônica de mão utilizando manufatura aditiva e laminação em fibra de carbono, em que o usuário se beneficiasse de uma base interdisciplinar. Estes critérios foram atendidos pelo uso de uma combinação de diferentes materiais, pela inserção de uma nova geração de dispositivos eletrônicos e pela construção de mecanismos e articulações envolvendo mecânica fina capaz de mimetizar os movimentos de uma mão humana.

O desenvolvimento de uma prótese de mão exige um acompanhamento e a interação de diversas áreas de conhecimento. Caso o projeto mecânico não esteja alinhado com a eletrônica, manufatura, programação e com a fisiologia humana, a evolução do projeto será limitada. Por este motivo, a pesquisa procurou traçar uma metodologia composta por diversas etapas, sempre visando o desenvolvimento de uma prótese biônica econômica e viável para o usuário.

O trabalho alinhou desde análises de projetos existentes, manufatura, montagem até o desenvolvimento de cada componente mecânico. Inicialmente, foi implementado o dedo protético, buscando atender a questão antropomórfica com o melhor desempenho, e exigindo uma menor força dos atuadores. Só após os resultados promissores com o novo dedo, quando foi realizada uma comparação entre treze projetos, foi implementada a eletrônica no mesmo.

Simultaneamente à implementação da eletrônica nos dedos protéticos, ocorreu um estudo comparativo e prático envolvendo oito motores, sendo a maioria destes já empregados em próteses de mão. Para próteses que não estarão apenas na bancada de experimento, apenas dois motores demonstraram estar aptos para operar junto aos usuários, tendo em vista questões de força de preensão e ergonomia (peso e dimensões).

Adicionalmente, foi realizado o desenvolvimento da palma da mão da prótese, sendo esta constituída por uma laminação de fibras de carbono e resina,

juntamente com o ABS antichamas. O composto originado mesclou características dos dois materiais inserindo maior resistência ao ABS, principalmente pelo processo de fabricação via manufatura aditiva, e ainda reduzindo a fragilidade da fibra de carbono.

Esta evidência deve ser destacada como inovação, pois o uso da combinação de fibras de carbono e ABS, como constituintes de próteses de mão, não está descrita na literatura pesquisada.

Com a proposta de realizar uma validação da resistência mecânica no ensaio de flexão dos dedos e da palma da mão foram inseridos elementos como a falange proximal, junta de articulação das falanges e a palma da mão. Assim como a evidência anterior, esta validação é inédita, pois os estudos de desenvolvimento de próteses de mão não oferecem uma metodologia padronizada, não permitindo assim a comparação de valores.

No entanto, o resultado foi satisfatório considerando as tensões aplicadas nos ensaios, visto que, mesmo com a primeira ruptura, tanto a articulação quanto a palma da mão permaneceram viáveis.

O algoritmo proposto foi um desafio quando desenvolvido para controlar os motores com *encoder*, pois faltavam dados na literatura para se obter um movimento preciso e aceitável. Todavia, foi possível executar as preensões definidas na metodologia, visto que o algoritmo opera com um acelerômetro que muda de preensão com o movimento da mão e possui um botão de seleção, com o qual é possível definir o tipo de preensão.

Além disto, com a inclusão do comando de ciclos de operação (flexão e extensão de dedos) foi possível evitar que os dedos permanecessem em extensão ao final da carga da bateria. Esta característica permitiu evitar uma indesejável posição de preensão contínua, o que proporciona mais segurança ao dispositivo.

Como os dedos exigem pouca tensão na tração dos cabos, o motor opera com “folga”, e a corrente exigida das baterias acaba sendo reduzida. Como exemplo, com a bateria selecionada, a duração de funcionamento chegou a 20 h, valor superior a próteses comerciais em que os valores superam U\$ 60 mil.

A prótese TecProjet MB1, no contexto geral, apresenta uma série de inovações que vão desde o material utilizado, uma mescla da fibra de carbono e ABS antichamas e a combinação de ambos, até o processo de manufatura com o objetivo de gerar maior resistência nos dedos e na palma da mão.

Outro ponto de destaque foi a implementação de elementos mecânicos como micro rolamentos, não identificados durante a revisão de literatura; bem como as molas de torção, identificadas apenas em próteses de mão de alto custo.

Assim como descrito na metodologia, os comandos definidos no algoritmo para as preensões procuram facilitar a utilização da prótese de mão e reduzir o tempo de treinamento na reabilitação do paciente. O estudo ainda propõe uma metodologia que envolve formas de análise, elaboração do produto e ensaios mecânicos para prótese de mão.

Assim, o projeto pôde oferecer um dispositivo capaz de suprir as principais lacunas das próteses feitas de forma mais econômica. Mesmo o baixo custo sendo algo subjetivo, a prótese pode ser elaborada com materiais de consumo na faixa de US\$ 500,00, quantia consideravelmente inferior aos valores praticados para próteses comerciais.

## 5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Durante a condução dos trabalhos foi observado que, para promover a evolução da prótese apresentada, a movimentação do polegar é a principal questão mecânica a ser considerada. Isto porque a oposição do polegar em relação aos demais dedos facilita de forma expressiva outras preensões.

Em relação ao *hardware*, foi utilizado o microcontrolador ESP 32, sendo uma das vantagens a comunicação remota via protocolo wi-fi. Para o projeto, a possibilidade de um acesso remoto à programação da prótese foi descartada por motivos de segurança. Porém, havendo um mecanismo que torne seguro o acesso é possível propor um ajuste de seleção de preensões por um aplicativo de celular, no qual o próprio usuário poderia ajustar e configurar as suas prioridades.

Outro ponto importante é permitir a manipulação de telas capacitivas presentes em tablets e celulares por meio da prótese, o que pode ser implementado pelo desenvolvimento de uma superfície no dedo protético que possa acionar a tela dos dispositivos eletrônicos.

Já para uma próxima fase do projeto, também como sugestão para trabalhos futuros, é importante propor uma metodologia aplicada para realização de testes da prótese com usuários pertencentes a grupos portadores de diferentes níveis de

lesões decorrentes da perda da mão. Isto permitirá a determinação de parâmetros para normalização de avaliação da prótese.

Por fim, outra contribuição a ser agregada é a realização do teste de força de preensão com dinamômetro de mão, que também pode ser adotado para mensurar a força real de preensão.

## REFERÊNCIAS

Agência IBGE Notícias. Disponível em:  
 <<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/23852-ibge-divulga-o-rendimento-domiciliar-per-capita-2018.>>  
 Acesso em: 20 de jan. de 2020.

ALMEIDA, M. A. F. **Filtragem Digital de Sinais Biomédicos**. 116 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1997.

ALVES JR, E.; DE MELLO, G. A.; IMENES, M. P. **Prótese Mioelétrica para Membro Superior**. 100 f. Trabalho de Graduação (Bacharelado em Engenharia Mecânica) - Universidade São Francisco, Campinas, 2016.

ALZUBAIDI, A.; AL-BAYATY, A. **Introduction to Prosthetic Hand Engineering: Theoty and Applications**. Vol. 1. 1ª ed. Seatle: CreateSpace Amazon.com Company, 2017.

AMANT, K. ST.; STILL, B. **Open Source Software: Technological, Economic, and Social Perspectives**. 1ª ed. New York: Information Science reference, 2007.

ANDRADE, N. A. **Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais Eletromiográficos de Superfície para a Utilização no Controle de Próteses Motoras Ativas**. 101 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia elétrica) - Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília (DF), 2007.

ATIQUE, M. U.; RABBANI, K. S. A Cost-Effective Myoelectric Prosthetic Hand. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 30, n. 4, p. 231-235, 2018.

BAKHY, H. S. **Prosthetic Robotic Hand: Mechanical Design, Contact-mechanics Modeling, and Experimental Investigation**. 1ª ed. Saarbrücken: LAP Lambert Academic Publishing, 2014.

BARBALHO, S. C.; ROZENFELD, H. Modelo de Referência para o Processo de Desenvolvimento de Produtos Mecatrônicos (MRM): validação e resultados de uso. **Gestão & Produção**, v. 20, n. 1, p. 162-179, 2013.

BAXTER, M. **Projeto de Produto: guia prático para o design de novos produtos**. 3ª ed. São Paulo: Editora Edgard Blücher Ltda. 2011.

BRASIL, Instituto Nacional do Seguro Social - INSS, **Reabilitação Profissional**. Brasília, 2020. Disponível em: < <https://www.gov.br/inss/pt-br/saiba-mais/seus-direitos-e-deveres/reabilitacao-profissional> >. Acesso em: 10 jan. 2023

BRASIL, Ministério da Saúde, **Confecção e Manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção**. 1ª Ed. Brasília: Editora Ministério da Saúde, 2013.

BRASIL, Previdência Social, **Manual Técnico de Procedimentos da Área de Reabilitação Profissional Vol 2. Diretrizes para Concessão, no Âmbito da Reabilitação Profissional, de Órteses, Próteses Ortopédicas não Implantáveis, meios Auxiliares de Locomoção e Acessórios.** Brasília, 2018. Ebook. Disponível em: <[http://www.ampid.org.br/v1/wpcontent/uploads/2018/06/ManualProcedimentosT%C3%A9cnicosReabilita%C3%A7%C3%A3oProfissional\\_II\\_orteses.pdf](http://www.ampid.org.br/v1/wpcontent/uploads/2018/06/ManualProcedimentosT%C3%A9cnicosReabilita%C3%A7%C3%A3oProfissional_II_orteses.pdf)> Acesso em: 05 de agosto. de 2020.

BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems.** 3ª ed. Hartford: Taylor & Francis, 2006.

CAPORRINO, F. A.; FALOPPA, F.; SATNTOS, J. B. G.; RÉSSIO, C.; SOARES, F. C.; NAKASHIMA, L. R.; SEGRE, N. G. Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar®. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 33, n.2, p.150-154, 1998.

CHAPPELL. P. H. **Mechatronic Hands: Prosthetic and Robotic Design.** 1ª ed. Londres: IET, 2016.

CLEMENT, R. G. E.; BUGLER, K. E.; OLIVER, C. W. Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. **The Surgeon, Journal of the Royal Colleges of Surgeons of Edinburgh and Ireland**, v. 9, p. 336-340, 2011.

CORTESE, M.; CEMPINI, M.; RIBEIRO, P. R. A.; SOEKADAR, S. R.; CARROZZA, M. C.; VITIELLO, N. A Mechatronic System for Robot-Mediated Hand Telerehabilitation. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics.** v. 20, n. 4, p. 1753-1764, 2015.

CUELLAR, J. S.; SMIT, G.; BREEDVELD, P.; ZADPOOR, A. A.; PLETTENBURG, D. Functional Evaluation of a Non-assembly 3D-Printed Hand Prosthesis. **Journal of Engineering In Medicine.** v. 233, Issue 11, 2019.

CUELLAR, J. S.; SMIT, G.; BREEDVELD, P.; ZADPOOR, A. A.; PLETTENBURG, D. Design of a 3D-printed Hand Prosthesis Featuring Articulated Bio-inspired Fingers. **Journal of Engineering In Medicine.** v. 235, Issue 3, 2020.

DA CUNHA, F. L. **Mão de São Carlos, Uma Prótese Multifunção para Membros Superiores: Um Estudo dos Mecanismos, Atuadores e Sensores.** 259 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

DA SILVA, N. R. **Projeto de uma Prótese Mioelétrica de Baixo Custo Manufaturada Via Impressão 3D.** 130 f. Trabalho de Graduação (Bacharelado em Engenharia Mecânica) - Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

DAMODAR, D. R.; SUTHAR, U. V.; SOLANKI, H. D. Myo-Electric Hand: Prosthetic Hand Replication Using EMG Based Approach. **International Journal of Engineering Development and Research**, v. 6, n. 3, p. 658-662, 2018.

DANNEREDER, F.; PACHSCHWÖLL, P. H.; ABURAIA, M.; MARKL, E.; LACKNER, M.; ENGELHARDT-NOWITZKI, C.; SHOOMAN, D. Development of a 3D-Printed Bionic Hand with Muscle and Force Control. In: AUSTRIAN ROBOTICS WORKSHOP, 2018, University of Innsbruck, Austria, doi: 10.15203/3187-22-1-12. 2018. p. 59-66.

DE BARROS, k. R. **Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Próteses com Baixo Esforço Computacional**. 60 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Faculdade de engenharia elétrica, Universidade federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005.

DE CARVALHO, G. L. **Proposta de um Método de Projeto de Próteses de Membros Superiores com a Utilização da Engenharia e Análise do Valor**. 166 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

DE LUCA, C. J. **Electromyography**. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 1ª ed. New Jersey: John wiley & Sons, 2006.

DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v.13, p. 135-163, 1997.

DE MORAES, R. B. **Metodologia para Detecção Automática da Ativação Muscular em Sinais Eletromiográficos**. 85 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia elétrica) Pontifícia Universidade do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2016.

DEL CURA, V. DE O. **Acionamento e Controle de Dedo de uma Prótese para Membro Superior com Realimentação Proprioceptiva de Força e Temperatura**. 110 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

DOS SANTOS, J. P. M. **Cinesiologia e Biomecânica**. 1ª ed. Londrina: Editora e Distribuidora Educacional S.A. 2016.

DRAKE, R. L.; VOGL, A. W.; MITCHELL, A. W. **Anatomia Clínica para Estudantes**. 1ª ed. Rio de Janeiro: Churchill Livingstone, Elsevier Inc. 2005.

DRAKE, R. L.; VOGL, A. W.; MITCHELL, A. W. **Anatomia Clínica para Estudantes**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Churchill Livingstone, Elsevier Inc. 2015.

DUNAI, L.; NOVAK, M.; ESPERT, C. G. Human Hand Anatomy-Based Prosthetic Hand. **Sensors** 2021. v. 21, 137, 2021.

FAVIEIRO, G. W. **Controle de uma Prótese Experimental do Segmento Mão-braço por Sinais Mielétricos e Redes Neurais Artificiais**. 111 f. Trabalho de Graduação (Bacharelado em Engenharia da Computação) - Instituto de Informática da Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.

FERREIRA NETO, G. **Modelagem e Desenvolvimento de Prótese de Mão Mecatrônica com Acionamento Individual de Dedos**. 88 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização) - Universidade Federal de Goiás, Catalão, 2017.

GEETHANJALI, P. Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review. **Medical Devices: Evidence and Research**, v. 27, n. 9, p. 247-255, 2016.

GHEZ, C.; KARDEL, E. R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T. M. **Muscle**: Effectors of the Motor Systems. Principles of Neural Science. 3ª ed. Norwalk, Apleton 7 Lange. 1991.

GIJSBERTS, A.; BOHRA, R.; GONZÁLEZ, D. S.; WERNER, A.; NOWAK, M.; CAPUTO, B.; ROA, M. A.; CASTELLINI, C. Stable Myoelectric Control of a Hand Prosthesis using Non-Linear Incremental Learning. **Frontiers in Neurobotics**, v. 8, n. 8, p. 1-15, 2014.

GUYTON, A. C. **Tratado de Fisiologia Médica**. 6ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A. 1988.

HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 7ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan Ltda., 2016.

HANSEN, T. C.; TROUT, M. A.; SEGIL, J. L.; WARREN, D. J.; GEORGE, J. A. A Bionic Hand for Semi-Autonomous Fragile Object Manipulation via Proximity and Pressure Sensors. In: 43RD ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE & BIOLOGY SOCIETY (EMBC), 2021, virtual event website. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9629622. 2021. p. 6465-6469.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE). **Pesquisa Nacional de Saúde 2013**: Ciclos de vida, Brasil e grandes regiões. 1ª ed. Rio de Janeiro, 2015.

JAMAL, M. Z. Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. In: NAIK, G. R.(org.). **Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges**. Rijeka: InTech. 2012. p. 427-448.

JUNG, W. G. **Op Amp Applications**. 1ª ed. Newnes: Elsevier, 2005.

KAPANDJI, A. I. **The Physiology Of The Joints**. Vol. 1, 6ª ed. Philadelphia: Elsevier, 2007.

KAWASAKI, H; MOURI, T. Humanoid Robot Hand and its Applied Research. **Journal of Robotics and Mechatronics**, v. 31, n. 1, p. 16-26, 2019.

KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G.; RODGERS, M. M.; ROMANI, W. A. **Músculos**: Provas e Funções. 5ª ed. Barueri: Manole, 2007.

KONRAD, P. **The ABS of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. 1ª ed. New York: Noraxon INC, 2005.

KOZAN, R. F. **Circuito de Condicionamento e Interface para Sinais de Eletromiografia**. 66 f. Trabalho de Graduação (Bacharelado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2010.

KRAMER, F. **Innovative Produktpolitik: Strategie – Planung – Entwicklung – Durchsetzung**. 1ª ed. Berlin: Springer, 1987.

LIGHTY, C. M.; CHAPPELL, P. H.; HUDGINSZ, B.; ENGELHARTZ, K. Intelligent multifunction myoelectric control of hand prostheses. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 26, n. 4, p. 139-146, jul./aug. 2002.

LOPES, R. F. G. **Processo de Conversão A/D para Aquisição de Sinais Mioelétricos**. 72 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia eletrotécnica e de computadores) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, 2014.

MACUL, V. C.; ROZENFELD, H. Caracterização do processo de desenvolvimento de produtos em uma comunidade de open source design. In: 10 ° CONGRESSO BRASILEIRO DE GESTÃO DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO, CBGDP. Itajubá. **Anais...** 2015.

MALVINO, A.; BATES, D. J. **Eletrônica**. Vol 2, 7ª ed. Porto Alegre: AMGH (McGraw-Hill e Bookman), 2011.

MENDONÇA, K. R. **Análise de Desempenho de Filtragem Biomecânica Derivada de Biomaterial Látex Aplicada em Sistema de Aquisição, Exibição e Análise de Sinais Eletromiográficos**. 170 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade UnB GAMA, Universidade de Brasília, Brasília, 2016.

MIHAILIDIS, A.; ANDRYSEK, J. **New Hand, New Life: Robots, Prostheses and Innovation**. 1ª ed. Ontario: Firefly Books Ltd, 2017.

MOLETA, P. Estudo da Captação de Sinais Mioelétricos em Instrumentação Biomédica. In: 7º Congresso Nacional de Iniciação Científica SEMESP, São Paulo. **Anais...** 2007. p. 79 - 89.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Moore Anatomia: Orientada para a Clínica**. 7ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan Ltda., 2014.

MOURA, P. M. DE L. E S. **Estudo da Força de Preensão Palmar em Diferentes Faixas Etárias do Desenvolvimento Humano**. 93 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) - Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília, Brasília, 2008.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 2011.

ORTOLAN, R. L. **Estudo de Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação**. 133 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

ÖSSUR. *Catálogo i-Limb ultra*, 2017, 2 p.

PAHL, G.; BEITZ, W.; FELDHUSEN, J.; GROTE, K. **Projeto na Engenharia: fundamentos do desenvolvimento eficaz de produtos, métodos e aplicações**. 6ª ed. São Paulo: Editora Edgard Blücher Ltda., 2013.

PASCHOARELLI, L. C.; MENIN, M.; SILVA, D. C.; CAMPOS, L. F. DE A.; DA SILVA, J. C. P. Antropometria da Mão Humana: Influência do Gênero no Design Ergonômico de Instrumentos Manuais. **Revista Ação Ergonômica**, Campo Mourão, vol. 5, n.2, novembro, 2010.

PEIXOTO, A. M.; ZIMPEL, S. A.; DE OLIVEIRA, A. C. A.; MONTEIRO, R. L. S.; CARNEIRO, T. K. G. Prevalência de Amputações de Membros Superiores e Inferiores no Estado de Alagoas Atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015. **Revista Fisioterapia e Pesquisa**. São Paulo, v.24, n.4, p.378-384, 2017.

QUEVEDO, T. L.; GUBAUA, J. E.; PIRES, C. M. G.; PEREIRA, J. T.; Análise numérica da resistência mecânica de articulações de dedo protético manufaturado por impressão 3D. In: XIX SEMANA DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO MECÂNICA SUL-AMERICANA, 2019b, Curitiba. **Anais eletrônicos...**

QUEVEDO, T. L.; PIRES, C. M. G.; DE AGUIAR, F. M.; PEREIRA, J. T.; DE OLIVEIRA, R. H. Análise de Desempenho Mecânico de Próteses de Dedos de Mão Manufaturados por Prototipagem Rápida Via Impressão 3D. In: XIX CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA E INDUSTRIAL, 2019a, Campo Grande. **Anais eletrônicos...** Campinas, Galoá, 2019.

RESNIK, L.; MERUCCI, M. R.; LIEBERMAN-KLINGER, S.; FANTINI, C.; KELTY, D. L.; DISLA, R.; SASSON, L. Advanced Upper Limb Prosthetic Devices: Implications For Upper Limb Prosthetic Rehabilitation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 93, n. 4, p. 710-717. 2012.

RIBAS, A. S. F. **Amputados Transfemorais: Sistema de Captura de Sinais Eletromiográficos com Interface de Biomaterial Látex**. 88 f. Trabalho de Graduação (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Faculdade UnB GAMA, Universidade de Brasília, Brasília, 2015.

RIBEIRO, D. M.; FRANÇA, C.; PINTO, I. P. Motivação de Engenheiros de Software no Contexto Open Source: Um Estudo de Caso com a Comunidade Android Brasil Projetos. In: XVII CONGRESSO DE COMPUTAÇÃO E SISTEMAS DE INFORMAÇÃO ENCOINFO, **Anais...** Palmas, 2015.

RICHTLINIE 2220. **Produktplanung: Ablauf, Begriffe und Organisation**. Düsseldorf: Editora DVI, 1980.

RICHTLINIE 2221. **Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte**. Düsseldorf: Editora DVI, 1993.

ROBSON, A. J. **Physiology Of Muscle and Nerve. Clinical Electrophysiology**. 1ª ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989.

ROSENFELD, H.; FORCELLINI, F. A.; AMARAL, D. C.; TOLEDO, J. C.; DA SILVA, S. L.; ALLIPRANDINI, D. H.; SCALICE, R. K. **Gestão de Desenvolvimento de Produtos**: Uma referência para a melhoria do processo. 1ª ed. São Paulo: Editora Saraiva, 2010.

SALMINGER, S.; STINO, H.; PICHLER, L. H.; GSTOETTNER, C.; STURMA, A.; MAYER, J. A.; SZIVAK, M.; ASZMANN, O. C. Current rates of prosthetic usage in upper-limb amputees - have innovations had an impact on device acceptance? **Disability and Rehabilitation**. v. 44, 2022, VOL. 44, N. 14, p. 3708–3713, 2022.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microeletrônica**. 5ª ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007.

SILVA, M. B. **Projetos de Automação Industrial**. 1ª ed. Londrina: Editora Educacional S.A., 2018.

SORIANO-HERAS, H.; BLAYA-HARO, F.; MOLINO, C.; DEL BURGO, J. M. A. Rpid Prototyping Prosthetic Hand Acting by a Low-cost Shape-memory-alloy Actuator. **Journal of Artificial Organs**. v. 21, p.238-246, 2028.

SOUSA, E. B.; DE ANDRADE, J. W. S. **Manual Técnico de Prescrição de Órteses, Próteses Ortopédicas não Implantáveis e Meios Auxiliares de locomoção-Diretrizes para a Perícia Médica**. Instituto Nacional do Seguro Social. Brasília, 2017.

SPARKFUN. DATASHEETS. 2015. Disponível em: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>. Acesso em: 08 de fev. de 2020.

SUBRAMANYAM, R.; XIA, M. Fre/Libre Open Source Softwarw Development in Developing and Developed Coutries: A Conceptual Framework With an Exploratory Study. **Journal Decision Support Systems - Elsevier**. Vol. 46, p. 173-186, 2008.

TORTORA, G. J. **Corpo Humano – Fundamentos de Anatomia e Fisiologia**. 4ª ed. Porto Alegre: Artmed Editora. 2000.

VENTIMIGLIA, P. **Design of a Human Hand Prosthesis**. 75 f. Trabalho de Graduação (Bacharelado em Artes) - Worcester Polytechinc Institute. Worcester, 2012.

VIEIRA, D. R.; BOURAS, A.; DEBAECKER, D. **Gestão de Projeto de Produto**. 1ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

XAVIER, R. T. **Implementação de uma Prótese Ativa para Membro Superior de Baixo Custo**. 118 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2016.

ZOU, K.; OLSON, J. The Evolution of Functional Hand Replacement: From Iron Protheses to Hand Transplantation. **The Canadian Journal of plastic surgery, Journal canadien de chirurgie plastique**. Vol 22 p.44-51. 2014.

## APÊNDICE 1 – ALGORITMO PARA MOVIMENTOS SIMULTÂNEOS COM DOIS SERVOMOTORES

Neste apêndice é apresentado o algoritmo para o movimento simultâneo com dois servomotores. O desenvolvimento do algoritmo parte da utilização de mais de um servomotor para comandos combinados. Além de tornar possível a utilização de mais de uma unidade atuadora em uma mesma fonte de energia, ainda é possível a utilização de outros servomotores trabalhando ao mesmo tempo na mão biônica. Para uma mão biônica que usa movimentos com dedos independentes serão utilizados cinco atuadores, logo o desenvolvimento de um algoritmo com acionamento simultaneamente de atuadores vem a contribuir com o desenvolvimento do projeto.

```
#include "Servo.h" // biblioteca do servomotor
Servo servo1; // nome do primeiro servo
Servo servo2; // nome do segundo servo

void setup()
{
    servo1.attach(5); // canal para o primeiro servo
    servo2.attach(4); // canal para o segundo servo
}

void loop()
{
    // Ler o valor do Potenciômetro
    int angle = analogRead(0); // o potenciometro lê as variáveis de cada servo
    int angleseg = analogRead(0);
    angle=map(angle, 0, 1023, 0, 180); // Mapeia o valor de 0 a 180 graus
    angleseg=map(angleseg, 0, 1023, 0, 50); /* Repassa o angulo ao ServoWrite*/
    servo1.write(angle);
    servo2.write(angleseg);
    delay(15); // Delay de 15ms para o Servo alcançar a posição
}
```

## ANEXO 1 – ALGORITMO PARA ACIONAMENTO DO SERVOMOTOR DE FORMA ININTERRUPTA

Neste anexo, o projeto da prótese de dedo pode ser testado em movimentos ininterruptos. A análise passa a ser exclusivamente no comportamento dos cabos e desempenho da prótese. Com movimentos contínuos é possível notar se há pontos que terão desgastes, falhas prematuras de resistência do material ou comportamentos inesperados dos mecanismos da prótese ou da eletrônica que compõem o sistema.

```
#include <Servo.h>

#define SERVO 6 // Porta Digital 6 PWM

Servo s; // Variável Servo
int pos; // Posição Servo

void setup ()
{
    s.attach(SERVO);
    Serial.begin(9600);
    s.write(0); // Inicia motor posição zero
}

void loop()
{
    for(pos = 0; pos < 180; pos++)
    {
        s.write(pos);
        delay(15);
    }
    delay(1000);
    for(pos = 180; pos >= 0; pos--)
    {
        s.write(pos);
        delay(15);
    }
}
```

## ANEXO 2 – ALGORITMO PARA O CONTROLE DO SERVOMOTOR PELO SENSOR MIOELÉTRICO

Neste anexo, desenvolvido pelo fabricante de SME, o sensor opera captando os sinais e os envia para o microcontrolador. O algoritmo deve ser ajustado para o processamento de sinais mioelétricos. A visualização do sinal elétrico emitido pelo usuário é disponível no monitor do compilador do microcontrolador e torna possível observar se há falhas nos componentes eletrônicos/mecânicos ou se é necessária a adequação do algoritmo no processamento do sinal.

```
#include <Servo.h> // Using the Servo library
Servo elbowJoint; // Naming our servo 'elbowJoint'
int EMGsig; // Store the EMG signal value
int servoPosition; // The position (angle) value for the servo
int threshold = 220; // Move the servo when EMG signal is above this threshold.
Remember it ranges 0–1023.
void setup() {
    Serial.begin(9600); // Starting the communication with the computer
    elbowJoint.attach(9); // Tell the servo it is plugged into pin 9
}
void loop() {
    EMGsig = analogRead(A0); /* Read the analog values of the
    rectified+integrated EMG signal (0–1023)*/
    if (EMGsig < threshold){ // If EMG signal is below the threshold
        servoPosition = 0; // Servo will remain at 0 degrees.
    } else{ // If the EMG signal is above the threshold,
        servoPosition=map(EMGsig,threshold,1023,0,180);
        // The servo angle will be mapped with the EMG signal,
        // changing the range of 270(our threshold)-1023 into the range of 0-180 degrees.
        // 0 and 180 can be switched depending on which direction of rotation you want.
    }
    elbowJoint.write(servoPosition);
    // Move the servo to the 'servoPosition' degree
    Serial.print(servoPosition);
```