

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CAMPUS CACHOEIRA DO SUL
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Matheus Vargas Linhares

**PROPOSTA INTERDISCIPLINAR DE UMA PRÓTESE MIOELÉTRICA
PARA MEMBROS SUPERIORES DE FÁCIL ACESSO**

Cachoeira do Sul, RS
2022

Matheus Vargas Linhares

**PROPOSTA INTERDISCIPLINAR DE UMA PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA
MEMBROS SUPERIORES DE FÁCIL ACESSO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia Elétrica, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS) - Campus Cachoeira do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de **Bacharel em Engenharia Elétrica**.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Paulo César Vargas Luz

Cachoeira do Sul, RS
2022



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
(Criada pela Lei n. 3.834-C, de 14 de dezembro de 1960)

Processo Administrativo Eletrônico

23081.019811/2022-41

Tipo	HOMOLOGAÇÃO DE ATA DE DEFESA DE TCC E ESTÁGIO DE GRADUAÇÃO
Data de	07/03/2022
Procedência:	CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - UFSM-CS
Descrição:	Bom dia professor. Por favor, assinar e tramitar novamente para mim. Grato.
Interessado(s):	MATHEUS VARGAS LINHARES - 201721498 (Aluno)
Autor(es):	PAULO CESAR VARGAS LUZ - 3092966 (Servidor)





NUP: 23081.019811/2022-41

Prioridade: Normal

Homologação de ata de defesa de TCC e estágio de graduação

125.322 - Bancas examinadoras de TCC: indicação e atuação

TRAMITAÇÕES

Data de envio	Fluxo	Destino
3/7/22 8:31 AM	Destino Inicial - Pessoa	DIOGO RIBEIRO VARGAS
3/7/22 10:39 AM	Tramitação para Pessoa	PAULO CÉSAR VARGAS LUZ

COMPONENTES

Ordem	Descrição	Nome do arquivo
1	Ata de defesa de trabalho de conclusão de curso (TCC) (125.322)	TCC Matheus Linhares - Assinaturas.pdf
2	Despacho - Tramitação	PAULO CÉSAR VARGAS LUZ - 07/03/2022 08:31
3	Despacho - Tramitação	DIOGO RIBEIRO VARGAS - 07/03/2022 10:39

Matheus Vargas Linhares

**PROPOSTA INTERDISCIPLINAR DE UMA PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA
MEMBROS SUPERIORES DE FÁCIL ACESSO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia Elétrica, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS) - Campus Cachoeira do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de **Bacharel em Engenharia Elétrica**.

Aprovado em 17 de fevereiro de 2022:

Paulo César Vargas Luz, Dr. (UFSM)
(Orientador)

Diogo Ribeiro Vargas, Dr. (UFSM)

Priscila E. Bolzan

Priscila Ertmann Bolzan, M^a. (UNINTER)

Cachoeira do Sul, RS
2022

NUP: 23081.019811/2022-41

Prioridade: Normal

Homologação de ata de defesa de TCC e estágio de graduação

125.322 - Bancas examinadoras de TCC: indicação e atuação

COMPONENTE

Ordem	Descrição	Nome do arquivo
1	Ata de defesa de trabalho de conclusão de curso (TCC) (125.322)	TCC Matheus Linhares - Assinaturas.pdf

Assinaturas

07/03/2022 08:30:39

PAULO CÉSAR VARGAS LUZ (PROFESSOR DO MAGISTÉRIO SUPERIOR)

31.06.00.00.0.0 - COORDENAÇÃO ACADÊMICA - UFSM-CS - C_ACA_UFSM-CS

07/03/2022 10:37:41

DIOGO RIBEIRO VARGAS (PROFESSOR DO MAGISTÉRIO SUPERIOR)

31.06.00.00.0.0 - COORDENAÇÃO ACADÊMICA - UFSM-CS - C_ACA_UFSM-CS



Código Verificador: 1211051

Código CRC: d6a81777

Consulte em: <https://portal.ufsm.br/documentos/publico/autenticacao/assinaturas.html>





DESPACHO - TRAMITAÇÃO

Homologação de ata de defesa de TCC e estágio de graduação

NUP: 23081.019811/2022-41

TRAMITAÇÃO

Origem

CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - UFSM-CS

Data de envio

07/03/2022 08.31.52

Destino

DIOGO RIBEIRO VARGAS

Bom dia professor. Por favor, assinar e tramitar novamente para mim. Grato.

07 de Março de 2022
PAULO CÉSAR VARGAS LUZ

3092966

31.06.00.00.0.0 - COORDENAÇÃO ACADÊMICA - UFSM-CS - C_ACA_UFSM-CS





DESPACHO - TRAMITAÇÃO

Homologação de ata de defesa de TCC e estágio de graduação

NUP: 23081.019811/2022-41

TRAMITAÇÃO

Origem

DIOGO RIBEIRO VARGAS

Data de envio

07/03/2022 10.39.58

Destino

PAULO CÉSAR VARGAS LUZ

Assinado.

07 de Março de 2022
DIOGO RIBEIRO VARGAS

1991900

31.06.00.00.0.0 - COORDENAÇÃO ACADÊMICA - UFSM-CS - C_ACA_UFSM-CS

RESUMO

PROPOSTA INTERDISCIPLINAR DE UMA PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA MEMBROS SUPERIORES DE FÁCIL ACESSO

AUTOR: Matheus Vargas Linhares
ORIENTADOR: Paulo César Vargas Luz

É notável que, em todo o mundo, existe um grande número de pessoas com amputações de membros superiores e que trata-se de um público sem um grande poder aquisitivo. Embora esta seja uma demanda real, não existe tecnologia nacional e poucas pesquisas são desenvolvidas nesse contexto. Dessa forma é proposto o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de fácil acesso. Para tanto, são identificadas as demandas de acordo com profissionais da área, selecionado um modelo 3D da estrutura mecânica, proposto o sistema elétrico destinado ao condicionamento dos sinais mioelétricos e criada uma plataforma para disponibilização dos arquivos. Diante disso, o presente trabalho disponibiliza todos os passos, através da plataforma gratuita, para o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica que consiste na captação e tratamento do sinal obtido através de contração muscular. Esse sinal é enviado para um microcontrolador que aciona os motores que realizam os movimentos na estrutura mecânica.

Palavras-chave: Prótese mioelétrica. Tecnologias assistivas. Membros superiores.

ABSTRACT

INTERDISCIPLINARY PROPOSAL FOR AN EASILY ACCESSIBLE UPPER LIMB MYOELECTRIC PROSTHESIS

AUTHOR: Matheus Vargas Linhares

ADVISOR: Paulo César Vargas Luz

It is notable that, all over the world, there are a large number of people with upper limb amputations and that this is a public without great purchasing power. Although this is a real demand, there is no national technology and few research is carried out in this context. Thus, the development of an easily accessible myoelectric prosthesis is proposed. In order to do so, demands are identified according to professionals in the area, a 3D model of the mechanical structure is selected, an electrical system for the conditioning of myoelectric signals is proposed, and a platform for making the files available is created. Therefore, the present work provides all the steps, through the free platform, for the development of a myoelectric prosthesis that consists of capturing and treating the signal obtained through muscle contraction. This signal is sent to a microcontroller that drives the motors that perform the movements in the mechanical structure.

Keywords: Myoelectric prosthesis. Assistive technologies. Upper limbs.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Etapas do desenvolvimento do trabalho.	13
Figura 3.1 – Níveis de amputação inferior e superior.	17
Figura 3.2 – Fluxograma de reabilitação de um paciente amputado.	17
Figura 3.3 – Oficinas Ortopédicas.	19
Figura 3.4 – Mão biônica - Bebionic - Ottobock.	19
Figura 3.5 – Exemplos de próteses estéticas.	20
Figura 3.6 – Exemplo de prótese ativa.	21
Figura 3.7 – Exiii HACKberry.	22
Figura 3.8 – Prótese Mioelétrica realizada por Moreno (2021).	24
Figura 3.9 – Robô InMoov.	25
Figura 3.10 – Exemplo prótese híbrida.	26
Figura 4.1 – Comparativo de respostas.	27
Figura 4.2 – Projeto de Extensão Mao3D - UNIFESP.	29
Figura 4.3 – Ângulo de extensão do punho.	30
Figura 4.4 – Prensão cilíndrica.	31
Figura 4.5 – Engrossador de objetos universal.	31
Figura 4.6 – Prensões digitais mais comuns.	32
Figura 4.7 – Porcentagem de preenchimento de uma peça impressa em 3D.	33
Figura 4.8 – Homúnculo de Penfield.	34
Figura 5.1 – Partes de uma prótese mioelétrica.	36
Figura 5.2 – Desvios de punho: Flexão e extensão.	37
Figura 5.3 – Humanoid Robotic Hand, Reborn Hand e Robotic Prosthetic Hand. .	38
Figura 5.4 – Peças alteradas.	39
Figura 5.5 – Ângulos punhos.	39
Figura 5.6 – Peças para a montagem da prótese.	41
Figura 5.7 – Sinal Mioelétrico.	41
Figura 5.8 – Registro de eletromiografia de superfície.	42
Figura 5.9 – Eletrodos utilizados.	43
Figura 5.10 – Amplificador do Sinal EMG.	44
Figura 5.11 – Muscle Sensor V3 - Advancer Technologies.	45
Figura 5.12 – Circuito Muscle Sensor V3.	45
Figura 5.13 – Sinal Muscle Sensor V3.	46
Figura 5.14 – Microcontroladores.	47
Figura 5.15 – Motores utilizados na <i>Humanoid Robotic Hand</i>	48
Figura 5.16 – Servos Motores utilizados.	49
Figura 5.17 – Movimentos da prótese.	50
Figura 5.18 – Sistema de regulação de tensão.	51
Figura 5.19 – Alimentação Muscle Sensor V3.	51
Figura 5.20 – Ambiente de criação Google Sites.	53
Figura 6.1 – Tiras elásticas.	56
Figura 6.2 – Extensão do punho de 10°.	57
Figura 6.3 – Estrutura mecânica pronta.	57
Figura 6.4 – Primeira disposição de eletrodos.	58
Figura 6.5 – Resultado com a primeira disposição de eletrodos.	58
Figura 6.6 – Segunda disposição de eletrodos.	59

Figura 6.7 – Resultado com a segunda disposição de eletrodos.	59
Figura 6.8 – Vetor das amplitudes de onda no Software Excel.	60
Figura 6.9 – Vetor no código do microcontrolador.	60
Figura 6.10 – Pulsos para o movimento da preensão palmar.	61
Figura 6.11 – Pulsos para o movimento da pinça trípode.	61
Figura 6.12 – Após o primeiro pulso do movimento de extensão do punho.	62
Figura 6.13 – Após o segundo pulso do movimento de extensão do punho.	62
Figura 6.14 – Após o primeiro pulso do movimento de flexão do punho.	63
Figura 6.15 – Após o segundo pulso do movimento de flexão do punho.	63
Figura 6.16 – Terminais do sensor nos eletrodos.	64
Figura 6.17 – Aquisições no microcontrolador.	64
Figura 6.18 – Resultado com o engrossador de cabos.	65
Figura 6.19 – Resultado com telefone celular.	65
Figura 6.20 – Resultado com copo.	66
Figura 6.21 – Pinça trípode segurando objeto pequeno.	66
Figura 6.22 – Pinça trípode segurando objeto médio.	67
Figura 6.23 – Pinça trípode segurando objeto grande.	67
Figura 6.24 – Página inicial da plataforma.	68
Figura 6.25 – Página sobre o projeto.	69
Figura 6.26 – Página de downloads dos arquivos.	69
Figura 6.27 – Página de fotos da prótese.	70
Figura 6.28 – Página de vídeos.	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Amputações no período: Abr/2016 - Abr/2021.....	15
Tabela 3.2 – Mãos protéticas antropomórficas comercialmente disponíveis.....	23
Tabela 5.1 – Comparativo modelos.....	38
Tabela 5.2 – Comparativo materiais para impressão 3D.....	40
Tabela 5.3 – Comparativo eletrodos utilizados.....	43
Tabela 5.4 – Comparativo microcontroladores.....	46
Tabela 5.5 – Dimensões microcontroladores.....	47
Tabela 5.6 – Especificações servos motores.....	48
Tabela 5.7 – Dimensões dos servos motores.....	49
Tabela 5.8 – Movimentos realizados pelos servos motores.....	50
Tabela 5.9 – Comparativo de construtores de sites.....	52
Tabela 5.10 – Preço materiais.....	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>IBGE</i>	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
<i>SUS</i>	Sistema Único de Saúde
<i>INSS</i>	Instituto Nacional do Seguro Social
<i>OMS</i>	Organização Mundial da Saúde
<i>OPM</i>	Órteses, Próteses e Meios auxiliares de locomoção
<i>PPD</i>	Pessoas Portadoras de Deficiência
<i>AT</i>	Acidente de Trabalho
<i>AVD</i>	Atividades da Vida Diária
<i>EMG</i>	Eletromiografia

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	OBJETIVOS	12
2.1	OBJETIVO GERAL	12
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	12
2.3	CRONOGRAMA	12
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
3.1	CONTEXTO	15
3.1.1	Níveis de amputação	16
3.1.2	Reabilitação	17
3.1.3	Processo de obtenção de próteses	18
3.2	PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES	20
3.2.1	Prótese Estética	20
3.2.2	Próteses Ativas	21
3.2.3	Próteses Mioelétricas	21
3.2.3.1	<i>Próteses Mioelétricas comerciais</i>	22
3.2.3.2	<i>Trabalhos científicos de Próteses Mioelétricas</i>	24
3.2.4	Próteses Híbridas	25
3.3	CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO	26
4	PESQUISA COM PROFISSIONAIS DA ÁREA	27
4.1	PÚBLICO ALVO DE PRÓTESE MIOELÉTRICAS	28
4.2	PRINCIPAIS NECESSIDADES PARA PRÓTESE MIOELÉTRICAS	29
4.2.1	Dominância	30
4.2.2	Posição de extensão do punho	30
4.2.3	Preensão Palmar	31
4.2.4	Movimento de pinça	32
4.2.4.1	<i>Pinça Bidigital</i>	32
4.2.4.2	<i>Pinça Tridigital</i>	33
4.2.5	Área do Coto	33
4.3	CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO	34
5	METODOLOGIA	36
5.1	ESTRUTURA MECÂNICA DA PRÓTESE	36
5.1.1	Escolha do modelo	37
5.1.2	Alterações no modelo original	39
5.1.3	Impressão 3D	40
5.2	ESTRUTURA ELÉTRICA DA PRÓTESE	41
5.2.1	Eletrodos	42
5.2.2	Sensor EMG	44
5.2.3	Microcontrolador	46
5.2.4	Servos motores da prótese	47
5.2.5	Alimentação da prótese	50
5.3	PLATAFORMA PARA DISPONIBILIZAÇÃO DOS ARQUIVOS	52
5.4	ESTIMATIVA DOS CUSTOS	53
5.5	CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO	54
6	RESULTADOS	56
6.1	MONTAGEM DA ESTRUTURA MECÂNICA	56

6.2	IMPLEMENTAÇÃO DA ESTRUTURA ELÉTRICA.....	58
6.3	CONSTRUÇÃO DA PLATAFORMA DE ARQUIVOS	68
7	CONCLUSÃO.....	71
7.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	72
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	73
	APÊNDICE A – RESPOSTAS DA PESQUISA.....	78
	APÊNDICE B – CÓDIGO DE CONTROLE	82

1 INTRODUÇÃO

De acordo com o censo realizado no ano de 2010, aproximadamente 13,2 milhões de pessoas, cerca de 6,75% da população, sofre de alguma deficiência motora no Brasil, seja por má formação congênita de um membro ou amputação por conta de acidentes ou doenças (IBGE, 2010). Com o objetivo de auxiliar esse problema, existem órgãos governamentais como o Sistema Único de Saúde (SUS) e o Instituto Nacional de Seguro Social (INSS) que disponibilizam, de forma gratuita, próteses com o intuito de melhorar a qualidade de vida do paciente amputado. Porém o processo para obter próteses por órgãos governamentais pode ser muito longo e, no fim do processo, não satisfazer as necessidades do paciente. Isso faz com que, em muitos casos, sejam procurados meios particulares de adquirir a prótese, mas esse processo esbarra no alto custo das próteses encontradas no mercado.

Diante disso, esse trabalho tem como finalidade desenvolver uma prótese mio-elétrica para membros superiores através da impressão 3D e componentes elétricos de baixo custo e de fácil acesso, para que a prótese seja desenvolvida com um custo acessível. O propósito é fazer uma análise dos resultados obtidos, referentes às demandas, através de uma pesquisa com profissionais e, com isso, expor os resultados obtidos com base nas informações de forma totalmente gratuita.

O atual trabalho está dividido em seis capítulos a partir deste. No capítulo 2, são apresentados os objetivos gerais, específicos e o cronograma de como serão realizadas as etapas de desenvolvimento. No terceiro capítulo é feita a revisão bibliográfica, mostrando contexto e os tipos de próteses para membros superiores. Após isso, é desenvolvido um capítulo para uma pesquisa, buscando demandas, realizada com profissionais das áreas de ortopedia, traumatologia e terapia da mão. No capítulo 4 é descrita a metodologia para atuar frente a estrutura mecânica, elétrica e uma plataforma para disponibilização dos arquivos. Após isso, são apresentados os resultados adquiridos durante o trabalho e, por fim, é apresentada a conclusão do trabalho.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver uma prótese mioelétrica para amputações transradiais funcional, leve, resistente, de baixo custo, de fácil acesso e que esteja de acordo com demandas reais apontadas por profissionais da saúde.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

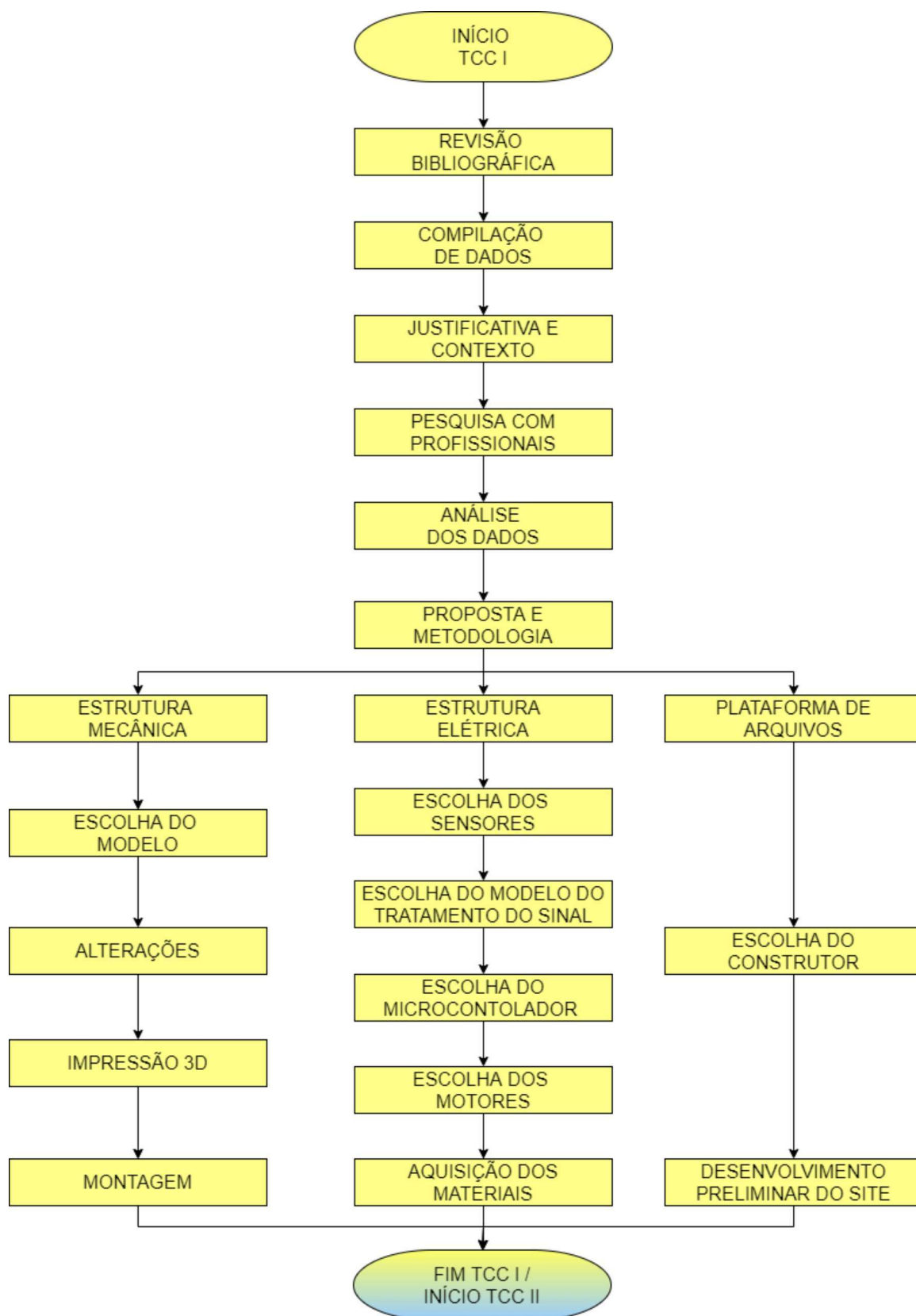
- I. Identificar as demandas para uma prótese para membros superiores de acordo com profissionais da saúde;
- II. Selecionar um modelo mecânico de prótese que supra as demandas apontadas e, caso necessário, fazer alterações no modelo;
- III. Propor sistema elétrico destinado ao condicionamento dos sinais mioelétricos e acionamento dos motores da parte mecânica;
- IV. Realizar testes do funcionamento da prótese em atividades cotidianas;
- V. Criar uma plataforma com o intuito de disponibilizar gratuitamente arquivos e descrever o modo de desenvolvimento da prótese.

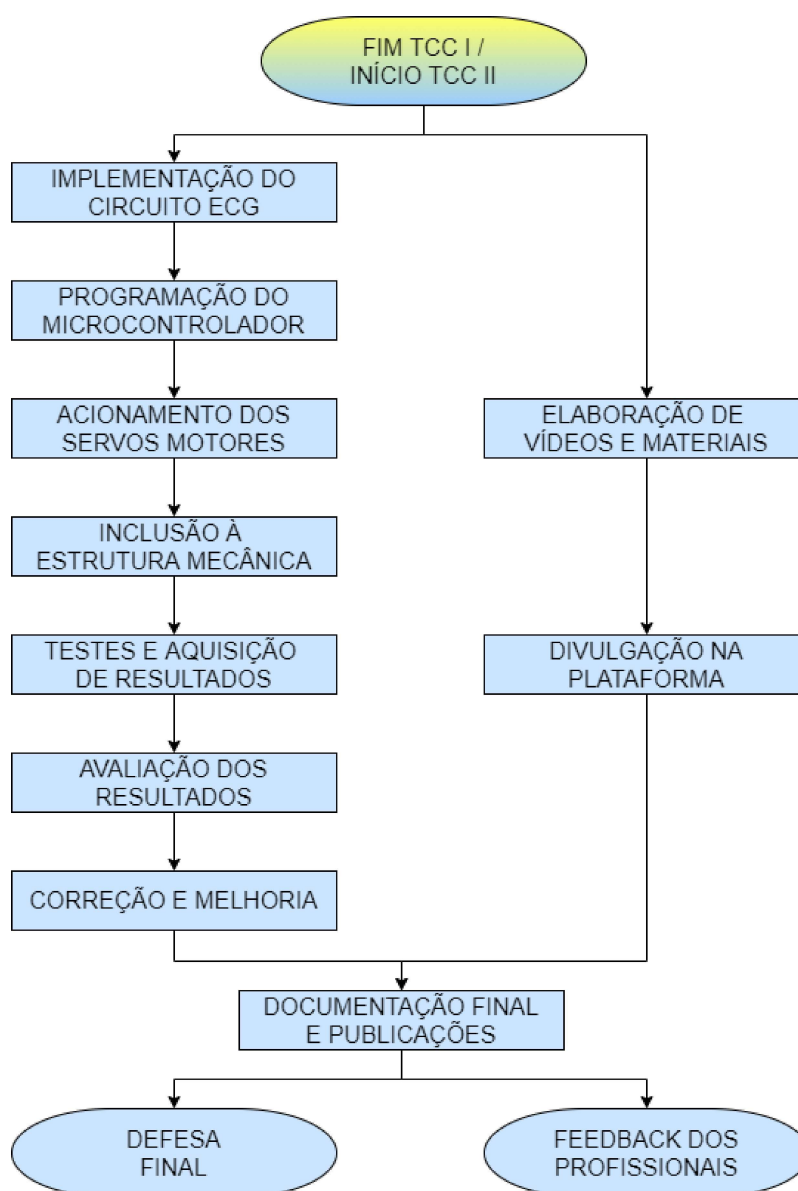
2.3 CRONOGRAMA

Para alcançar esses objetivos são definidas as etapas de desenvolvimento do trabalho, como visto na Figura 2.1. As primeiras etapas consistem em compilar dados através da revisão bibliográfica e pesquisa com profissionais da área de saúde. A partir da análise dos dados é feita a proposta e metodologia das três grandes áreas que constituem o trabalho, estrutura mecânica, elétrica e divulgação dos resultados.

A segunda etapa de desenvolvimento baseia-se na geração e avaliação dos resultados da implementação do circuito elétrico na estrutura mecânica. Em conjunto com a conclusão da prótese, realiza-se a etapa de finalização da plataforma de arquivos. Após isso, elaboração do documento final para defesa final e envio do documento para profissionais buscando *feedback*.

Figura 2.1 – Etapas do desenvolvimento do trabalho.





Fonte: Autoria própria.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é apresentada a revisão bibliográfica crucial para o desenvolvimento do presente trabalho. Contextualizando as amputações realizadas no Brasil e indicando alguns motivos de amputações. Também são mostrados os níveis da amputação, as etapas de reabilitação e os meios de obtenção de próteses no Brasil. Por fim, é explicado os tipos de próteses para membros superiores e uma conclusão do que foi desenvolvido no capítulo.

3.1 CONTEXTO

O termo amputação é usado para definir a retirada parcial ou total de um membro, sendo por doenças ou traumas. Ressalta-se que tem como objetivo prover uma melhoria na qualidade de vida do paciente amputado e não deve ser considerada como uma única parte, mas sim em um contexto geral de tratamento (BRASIL, 2013).

Entre os meses de abril de 2016 e abril de 2021 foram realizadas mais de 300 mil amputações pelo Sistema Único de Saúde (SUS), como mostrado na Tabela 3.1 (BRASIL, 2021).

Tabela 3.1 – Amputações no período: Abr/2016 - Abr/2021.

Procedimento Amputação / Desarticulação	Ano					Total	
	2016	2017	2018	2019	2020		2021
Mão e Punho	620	780	751	698	618	190	3657
Membros Superiores	631	698	741	767	660	132	3629
Membros Inferiores	19579	24538	26318	27249	27567	6135	131386
Pé e Tarso	5196	6379	6817	7317	7255	1652	34616
Dedo	18677	23485	25504	27485	26840	6469	128460
Membros Inferiores em Oncologia	334	468	487	485	443	107	2324
Membros Superiores em Oncologia	138	169	166	180	162	43	858
Total	45175	56517	60784	64181	63545	14728	304930

Fonte: Adaptado de Brasil (2021).

Ao analisar os dados da Tabela 3.1, observa-se que o número de amputações de membros inferiores é muito maior que o de membros superiores, muito por conta das doenças relacionadas. Estudos apontam que entre 70% e 80% das amputações de membros inferiores são em pacientes com doenças vasculares periférica e/ou diabetes (LUCCIA; SILVA, 2003).

Infelizmente, a diabetes é uma doença que cresce rapidamente no Brasil e no mundo. Estima-se que aproximadamente 7% da população brasileira e aproximadamente 5,45% da população mundial são afetadas pela doença. Grande parte das pessoas não sabe que a diabetes é uma das principais, ou a principal causa de amputação de membros inferiores, pernas e pés. Acredita-se que ao menos 10% das pessoas com diagnóstico de diabetes sofrerá algum tipo de amputação ao longo da vida devido a complicações, como a do pé diabético (BIONICENTER, 2020).

Isso indica que o mercado de próteses para membros inferiores é mais desenvolvido que o de próteses para membros superiores, uma vez que o público dessas próteses se localizam em todas as classes sociais. Já nas próteses de membro superiores, segundo dados da OMS, Organização Mundial da Saúde, 75% das amputações de membros superiores são decorrentes de traumas, mais frequentes entre homens de 15 a 45 anos, trabalhadores manuais de classe média ou baixa. Esse dado indica que, em sua grande maioria, o público desses equipamentos possui poder aquisitivo incompatível com os preços de próteses para membros superiores. Isso acaba limitando a reinserção desses indivíduos no mercado de trabalho e até comprometendo a qualidade de vida.

Outro dado que deve-se levar em consideração é o possível aumento de amputações por conta da COVID-19. Essa doença promove anormalidades na coagulação do sangue e aumenta o risco de trombose, o que pode levar a amputação de membros. Esse fenômeno ainda não é totalmente conhecido. A trombose atinge cerca de um terço dos pacientes com COVID-19 internados em UTI (TSUKUDA et al., 2021).

3.1.1 Níveis de amputação

Existem vários fatores determinantes para o nível de amputação do membro a ser amputado. Quanto mais longo for o comprimento do coto, parte que permanece após a cirurgia de amputação, maior o número de articulações mantidas e, com isso, maior é a adequação a protetização (BEURSKENS; WILKEN; DINGWELL, 2014).

Há 6 níveis de amputações para membros superiores, como mostrado na Figura 3.1, sendo eles:

- I. Desarticulação do ombro;
- II. Amputação Transumeral;
- III. Desarticulação do cotovelo;
- IV. Amputação Transradial;
- V. Desarticulação do punho;

VI. Amputação Transcárpiana.

Figura 3.1 – Níveis de amputação inferior e superior.

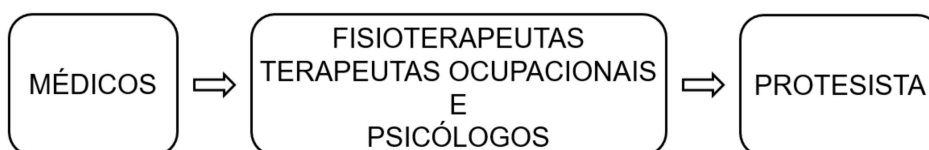


Fonte: Silva (2014).

3.1.2 Reabilitação

O processo de reabilitação de um paciente amputado passa por várias etapas com acompanhamento de médicos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e psicólogos. Em conjunto com essas etapas é iniciado o desenvolvimento da prótese caso necessário, como pode ser visto na Figura 3.2.

Figura 3.2 – Fluxograma de reabilitação de um paciente amputado.



Fonte: Autoria própria.

De acordo com as diretrizes de atenção à pessoa amputada Brasil (2013), o objetivo da cirurgia de amputação é remover o membro afetado e criar uma nova

perspectiva para melhorar a função da área de amputação. O cirurgião deve ter em mente que ao amputar uma parte do corpo do paciente, ele criará um novo órgão que estará em contato com o meio externo, o coto de amputação, e deverá planejar estratégias cirúrgicas para prever o processo específico de reabilitação.

Além da cirurgia de amputação, o médico coordenará todo o processo de reabilitação. Em conjunto com o fisioterapeuta e o terapeuta ocupacional, o médico fará a prescrição e inspecionará se houve adequação com a prótese. Através de um programa de treinamento individualizado acompanhado de um fisioterapeuta o paciente realizará exercícios para fortalecimento do coto, com um intuito de uma correta colocação, retirada e manuseio da prótese, e assim, utilizando com maior segurança e autonomia. (BRASIL, 2016).

O paciente também precisará trabalhar com um terapeuta ocupacional para uma melhor adequação em relação as atividades do cotidiano e para a protetização e, para isso, será necessário a preparação do coto. O terapeuta é responsável pela independência sem a prótese e pela orientação na adequação tanto do ambiente doméstico quanto do profissional de acordo com a necessidades do amputado. Ainda, é necessário considerar o auxílio psicológico para esse processo de adaptação. Em um espaço terapêutico o paciente deve expor os medos, sofrimento, angústias e dificuldade que a perda do membro causou na sua vida. E este tratamento dos aspectos emocionais são trabalhados diretamente com psicólogos (BRASIL, 2016).

Após essas etapas, se for de comum acordo entre os profissionais e o paciente é desenvolvida a prótese apropriada para o caso do amputado, com o auxílio de todos os profissionais envolvidos.

3.1.3 Processo de obtenção de próteses

Existem vários métodos de obtenção de próteses atualmente, como pelo INSS, SUS e também de forma particular.

Conforme a lei nº 8.213/91, no artigo 89 consta que o INSS deve ser responsável pelo "*[...] fornecimento de aparelho de prótese, órtese e instrumentos de auxílio para locomoção quando a perda ou redução da capacidade funcional puder ser atenuada por seu uso e dos equipamentos necessários à habitação e reabilitação social e profissional*", também deve ser responsável pela substituição dos aparelhos e o transporte do acidentados (BRASIL, 1991).

Para solicitar uma prótese ao INSS, a pessoa deve ser segurado, ou seja, contribuinte da Previdência Social ou estar acobertado por ela. Caso o paciente não se enquadre na opção acima, o SUS oferece gratuitamente órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção (OPM) para pacientes de baixa renda. São produzidas em 45

oficinas ortopédicas espalhadas por todo o país (Figura 3.3), onde os aparelhos são confeccionados de forma individualizada, de acordo com as necessidades de cada paciente. O serviço é todo custeado pelo SUS (BRASIL, 2020).

Figura 3.3 – Oficinas Ortopédicas.



Fonte: Brasil (2020).

Outro método de obtenção de próteses é por meio da aquisição particular, porém o grande impasse disso é o alto custo de aquisição. Exemplo disso é a prótese *Bebionic 3* (Figura 3.4), projetada no Reino Unido e fabricada pela *RSLSteeper*, vendida no ano de 2017 para a empresa alemã *Ottobock*. É uma prótese muito versátil, capaz de segurar objetos pequenos, como canetas, moedas, até mesmo agulhas. O valor da *Bebionic 3* no Brasil chega a custar até R\$ 180.000,00 (MARTIO, 2017).

Figura 3.4 – Mão biônica - Bebionic - Ottobock.



Fonte: Casa Ortopédica (2021).

3.2 PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES

Prótese é um dispositivo acrescentado ao corpo para substituir esteticamente ou funcionalmente um membro perdido por deficiência congênita ou adquirida (JOHNSON et al., 2002).

Trata-se de um equipamento de tecnologia assistiva e, para ser indicado, é essencial a aceitação do amputado. Após essa etapa, o paciente junto com a equipe de reabilitação (médicos, terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas) devem analisar em contato com um protético os dispositivos que atendem as características fisiológicas, sociopsicológicas, funcionais e aos padrões de vida do indivíduo. Para uma melhor comunicação entre os profissionais envolvidos, as próteses são classificadas de acordo com sua capacidade funcional, características estruturais, energia de ativação ou nível de amputação do usuário. Classificadas em: prótese estética, prótese ativa, prótese mioelétrica e prótese híbrida (GALVAO, 2007).

3.2.1 Prótese Estética

Também conhecida como prótese passiva, tem como função exclusivamente restauração da estética, e para isso exige um bom aspecto externo, deve ser pintada com o tom de pele do paciente, de peso reduzido e confortável. Em casos específicos pode ser utilizada para atividades bimanuais como membro de auxílio e até mesmo segurar objetos nos espaços entre os dedos, mesmo não tendo como objetivo ser funcional (NADER; BLOHMKE, 1994). A solução de prótese estética só é adequada para amputação de dedos, mãos parciais e braços inteiros (Orto-San, 2021). Como pode ser observado na Figura 3.5.

Figura 3.5 – Exemplos de próteses estéticas.



Fonte: Adaptado de Orto-San (2021).

3.2.2 Próteses Ativas

Também pode ser chamada de prótese mecânica ou de tração. Sua indicação, na maioria dos casos, é para pacientes que não apresentam comprovação clínica satisfatória ou não se adaptaram as próteses mioelétricas. Seu funcionamento é através de tirantes que são tracionados pelo movimento do ombro ou do coto porém, por conta do sistema, pode limitar movimentos do tronco e haver desconforto na utilização. É indicada para todos os níveis de amputação, com exceção das amputações somente da mão (NADER; BLOHMKE, 1994). Exemplo disso, é a *Prótese Raptor Reloaded* mostrada na Figura 3.6.

Figura 3.6 – Exemplo de prótese ativa.



Fonte: Enabling The Future (2021).

3.2.3 Próteses Mioelétricas

Sua principal característica é ter o funcionamento das partes por fonte de energia externa, por conta disso, para ser indicada, o usuário deve apresentar comprovação clínica de que o potencial de musculatura remanescente do coto é satisfatório. É um sistema que utiliza eletrodos que captam os sinais elétricos na pele durante a contração muscular. O sinal passa por um sistema de filtragem e amplificadores e

após isso é enviado como sinais de controle aos elementos funcionais, como a mão protética (NADER; BLOHMKE, 1994).

Por ser mais pesada que as próteses ativas, existem muitos casos de desistências por conta da adaptação. O custo de aquisição é elevado, fator determinante para limitar as indicações no Brasil. Abrange todos os níveis de amputação de membro superior (GALVAO, 2007). Como exemplo existe projetos como o *HACKberry*, da empresa *Exiii* (Figura 3.7).

Figura 3.7 – Exiii HACKberry.



Fonte: Exiii (2015).

3.2.3.1 Próteses Mioelétricas comerciais

Nos últimos anos, houve avanços significativos no desenvolvimento de próteses para membros superiores por conta da evolução dos mecanismos e dos dispositivos eletrônicos no decorrer do tempo. Porém, mesmo as próteses para membro superiores mais avançadas não conseguem oferecer ao usuário as mesmas sensações de um membro humano. Deve-se levar em consideração características como a funcionalidade, durabilidade, estética, custo, entre outras (FERRAO, 2020).

A seguir, são apresentadas diferentes próteses mioelétricas que podem ser encontradas no mercado. O objetivo da pesquisa foi encontrar próteses de mão antropomórficas, ou seja, com aspectos semelhantes à mão humana, com alto desempenho

para fazer as devidas comparações (FERRAO, 2020).

As próteses mioelétricas comerciais com maior desempenho do mercado são: *Bebionic*, *Hero Arm*, *i-limb ultra revolution*, *LUKE Arm*, *Michelangelo Hand*, *TASKA Hand* e *VINCENT evolution 3*. Na Tabela 3.2 são mostradas as próteses citadas, juntamente com a respectiva empresa, número de graus de liberdade, número de atuadores, peso e o valor aproximado (CALADO; SOARES; MATOS, 2019).

Tabela 3.2 – Mãos protéticas antropomórficas comercialmente disponíveis.

Nome do Produto	Empresa	Nº de Graus de Liberdade	Nº de Atuadores	Peso (g)	Preço (Aproximado)
Bebionic	Ottobock	6	5	550 - 591	R\$ 58.281,98
Hero Arm	Open Bionics	5 ou 6	3 ou 4	280 - 346	R\$ 35.251,20
i-limb ultra revolution	Össur	6	6	515	R\$ 176.256,00
LUKE Arm	Mobius Bionics	6	6	1400	R\$ 528.768,00
Michelangelo Hand	Ottobock	4	3	420	R\$ 317.260,80
TASKA Hand	TASKA Prosthetics	8	6	-	R\$ 185.068,80
VINCENT evolution 3	Vincent Systems	6	6	386	-

Fonte: Adaptado de Calado, Soares e Matos (2019).

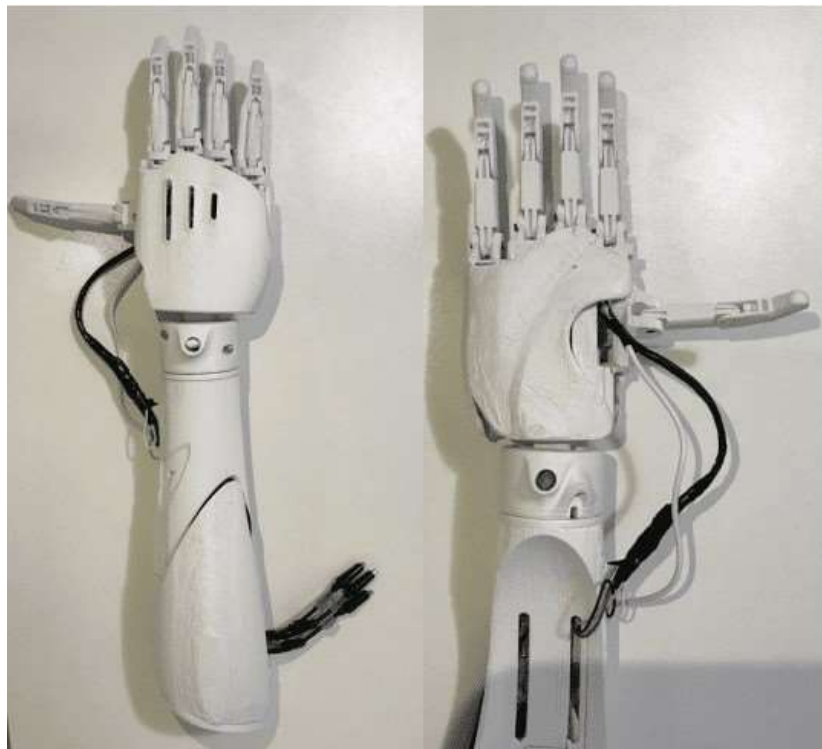
Ao analisar os dados apresentados na Tabela 3.2 é importante salientar que nenhuma das empresas citadas é nacional, fato que pode explicar o alto valor de obtenção das próteses. Os preços apresentados na tabela foram convertidos do euro para o real na cotação no período da pesquisa (junho de 2021). O preço do produto é um dos fatores mais importantes na compra de uma prótese, porém os valores apresentados são retirados de artigos e podem não representar o valor real do produto,

uma vez que, normalmente, as empresas não informam os preços dos produtos em seus respectivos *sites* (CALADO; SOARES; MATOS, 2019).

3.2.3.2 Trabalhos científicos de Próteses Mioelétricas

Existem alguns trabalhos de próteses mioelétricas que foram desenvolvidos nos últimos anos. Exemplo disso é a prótese desenvolvida por Ana Moreno, aluna da Universidade Federal de Santa Maria, campus Cachoeira do Sul, que serviu de inspiração para o atual trabalho. Trata-se de uma prótese funcional mioelétrica de baixo custo, para amputações transradiais, através da utilização de impressoras 3D e componentes facilmente encontrados no mercado brasileiro (MORENO, 2021). Observada na Figura 3.8.

Figura 3.8 – Prótese Mioelétrica realizada por Moreno (2021).



Fonte: Moreno (2021).

Apesar de possuírem o mesmo ponto de partida, o trabalho desenvolvido anteriormente possui um foco maior na aquisição do sinal, a partir da criação do circuito e escolha dos eletrodos utilizados, além da impressão ter sido realizada pela autora. Já no atual trabalho, as escolhas das características estruturais da prótese e movimentos realizados foram através das demandas apontadas por profissionais da área de saúde e, por fim, possui uma divulgação dos resultados finais em um *site*.

Outro exemplo é o *InMoov*, desenvolvido por Gael Langevin, escultor e designer francês. Foi iniciado em janeiro de 2012 como a primeira mão protética *open source*, já levou a projetos como *Bionico*, *E-Nable* entre outros. Trata-se de um robô de tamanho natural impresso em código aberto e pode ser replicável em qualquer pequena impressora 3D com uma superfície de impressão de 12x12x12cm (INMOOV, 2021). O robô desenvolvido pode ser visto na Figura 3.9.

Figura 3.9 – Robô InMoov.



Fonte: InMoov (2021).

3.2.4 Próteses Híbridas

A prótese híbrida, na maioria dos casos, é indicada para amputação acima do cotovelo e combina componentes das próteses ativas com componentes mioelétricos no dispositivo terminal (mão ou gancho). Não pode ser utilizada em todos os níveis de amputação pois há dificuldade na combinação dos diferentes componentes (HUNTER, 1995).

Figura 3.10 – Exemplo prótese híbrida.



Fonte: São José Ortopédicos (2021).

3.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

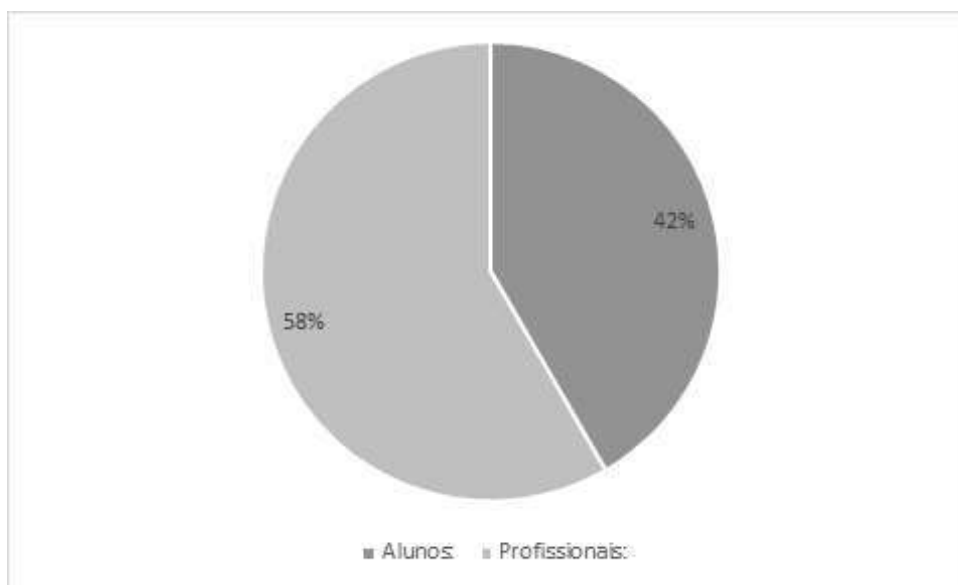
Ao analisar os dados coletados nas seções acima, é possível definir característica do estudo realizado. É necessária a articulação realizada pelo cotovelo para as contrações, portanto, a prótese mioelétrica de mão será para os casos de amputação transradial. Ao ponderar as etapas de reabilitação de pacientes amputados, salienta-se que este estudo visa apenas atuar na etapa de desenvolvimento da prótese. Os órgãos governamentais, por muitas vezes, tornam o processo de obtenção de próteses por meio deles difíceis e demorados, além disso, não disponibilizam a prótese mais adequada, e sim a mais acessível. Por se tratar de um público sem um grande poder aquisitivo na maioria dos casos, a questão do valor de obtenção será de grande importância para o desenvolvimento do estudo atual.

Com base nas informações apresentadas nesse capítulo, é evidente a necessidade do desenvolvimento de tecnologias de próteses mioelétricas em âmbito nacional, de baixo custo e acessíveis. Tendo em vista essa demanda, é proposto este projeto, com o intuito de contribuir com uma proposta de prótese mioelétrica que agregue essas características. Ainda, com o intuito de alinhar os objetivos desse projeto com as reais demandas para próteses mioelétricas, é apresentado no próximo capítulo os resultados de uma pesquisa com profissionais da área da saúde.

4 PESQUISA COM PROFISSIONAIS DA ÁREA

Esta seção trata de uma pesquisa realizada com profissionais especialistas em cirurgia da mão, especialistas em terapia da mão e alunos participantes de ligas de ortopedia e traumatologia de algumas faculdades. Também são descritas as questões abordadas nas reuniões e discussões para a escolha do modelo utilizado. A metodologia da pesquisa foi através de reuniões *online* com os profissionais e a disponibilização de um formulário para estudantes de medicina e terapia ocupacional. A pesquisa contou com a participação de pessoas de todas as regiões do país, vinculadas a instituições públicas e privadas, totalizando 7 profissionais e 5 alunos, como pode ser visto na Figura 4.1.

Figura 4.1 – Comparativo de respostas.



Fonte: Autoria própria.

As questões abordadas no questionário estão descritas abaixo:

- Nome:
- Você é: Aluno, Profissional ou outro.
- Instituição ou empresa:
- 1. Você já teve contato com próteses para membros superiores?
- 2. Em sua instituição, existem projetos referentes a próteses atualmente?
- 3. Quais projetos? (Caso tenha)

- 4. Você gostaria que existissem mais projetos de próteses em sua instituição? Justifique sua resposta.
- 5. Qual seria o público alvo (idade) que você acredita que tenha mais necessidade de uma prótese?
- 6. Pra você, quais as principais necessidades de uma prótese para membros superiores?
- 7. Na sua opinião, qual seriam os principais desafios para a realização deste projeto?
- 8. Em uma escala de 1 a 10, qual seria sua nota para esse projeto?
- 9. Você tem alguma dica ou sugestão para a continuidade do nosso projeto?

A avaliação dos resultados da pesquisa com o profissionais e estudantes (Apêndice A) identificou vários temas pertinentes, os quais direcionaram a definição dos objetivos desse trabalho. A identificação desses temas é essencial para a consonância entre as reais demandas da área de ação desse projeto. Estes pontos, são abordados nas seções que seguem.

4.1 PÚBLICO ALVO DE PRÓTESE MIOELÉTRICAS

Atualmente, no Brasil e no mundo existe um número cada vez maior de Pessoas Portadoras de Deficiência (PPD). Grande parte desses números decorre do Acidente de Trabalho (AT), que provoca sequelas temporárias e permanentes. Exemplo de uma sequela permanente é a amputação, que pode influenciar na qualidade de vida e do trabalho do acidentado (FARIAS, 2013).

As respostas dos profissionais em relação a um público alvo, que tenha mais necessidade de uma prótese para membros superiores, ficaram dividida em dois grupos: crianças com deformidades congênitas na mão e adultos na fase ativa de trabalho.

O primeiro grupo identificado, crianças com deformidades congênitas, possui um fator que prejudica quanto a aplicação da proposta nesse trabalho. Essas crianças, em muitos casos, não possuem a inserção de tendões, o que dificulta a identificações de contrações. Essa identificação é essencial para o sistema proposto nesse trabalho. Uma solução para esse tipo de paciente, são as próteses mecânicas, como por exemplo próteses por impressão 3D desenvolvidas pelo projeto Mao3D realizadas na UNIFESP (MAO3D, 2020). Como pode ser vista na Figura 4.2

Figura 4.2 – Projeto de Extensão Mao3D - UNIFESP.



Fonte: Adaptado de Mao3D (2020).

O segundo grupo de pacientes identificados pelos pesquisadores são adultos em fase ativa de trabalho, geralmente de baixa renda. As amputações dessas pessoas são, em sua maioria, consequência de acidentes de trabalho e de trânsito. Os principais pacientes desse grupo são homens que trabalham como motoristas de motocicletas ou que operam serras ou prensas hidráulicas.

De forma geral, segundo os profissionais consultados, trata-se de um perfil de pacientes que utilizam hospitais públicos, uma vez que hospitais particulares recorrem a outros meios frente a acidentes, como reimplantes e um bom acompanhamento após várias cirurgias com diversos profissionais. Já nos hospitais públicos muitas vezes não há recursos suficientes, considerando que cirurgias de reimplantes duram em torno de 12 horas, e acabam optando por amputar.

4.2 PRINCIPAIS NECESSIDADES PARA PRÓTESE MIOELÉTRICAS

As reuniões com os profissionais da área da mão também resultaram na identificação das principais necessidades e funcionalidades esperadas em uma prótese de membro superior. Essas características são abordadas a seguir.

4.2.1 Dominância

A dominância manual é um termo usado para descrever a inclinação espontânea de um paciente na utilização mais frequente de uma mão do que outra ao executar alguma atividade motora. É um tema importante a ser levantado, alguns estudos referentes a traumas de mãos indicam que há maior ocorrência de acidentes com a mão dominante, na grande maioria, amputação do membro superior direito. Isso implica na relação estabelecida entre a mão lesada e a dominância, como consequência disso, em muitos casos o paciente tende a trocar a dominância (COSTA, 2017).

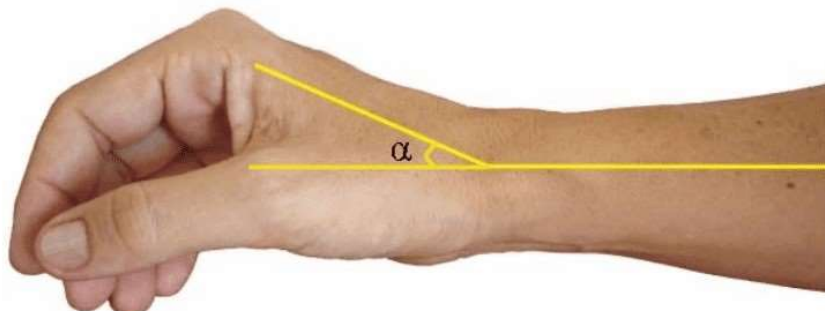
Profissionais ressaltaram que a troca de dominância é algo muito comum em pacientes amputados. Tendo em vista esse fato de troca de dominância, a prótese proposta nesse projeto visa a ação como mão de apoio. Isso é, caso o paciente tenha a mão dominante amputada, é proposta a troca de dominância para esse pacientes, e então a prótese atuaria como mão não dominante.

4.2.2 Posição de extensão do punho

Na pesquisa realizada, vários profissionais alertaram sobre a extensão do punho, ressaltando que a angulação de 0° não é a mais indicada para a realização das atividades cotidianas, sendo necessário ter-se um ângulo intermediário como mostrado na Figura 4.3.

A amplitude total de movimento para a flexão do punho tem a angulação entre 70° a 90° , mas após alguns estudos foi constatado que há uma necessidade de apenas de 10° a 15° de flexão do punho para a maioria das atividades cotidianas que envolvem membros superiores (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016).

Figura 4.3 – Ângulo de extensão do punho.



4.2.3 Preensão Palmar

A preensão *power grip*, conhecida como preensão palmar é talvez a preensão mais popular na literatura, origina-se do termo *grasp*, que significa apertar um objeto cilíndrico (DIAS et al., 2009). Trata-se de uma preensão muito útil para as atividades de vida diária (AVD), como segurar copos, talheres, escovar os dentes, entre outros. A preensão *power grip* é ilustrada na Figura 4.4.

Figura 4.4 – Preensão cilíndrica.



Fonte: Adaptado de Barroso (2010).

Um grande problema encontrado é o fato da maioria desses objetos não possuírem uma grande espessura e a prótese teria dificuldade em segurá-lo com firmeza. Porém, hoje no mercado é possível encontrar facilmente engrossadores de objetos (Figura 4.5) que auxiliam o usuário na utilização da prótese.

Figura 4.5 – Engrossador de objetos universal.



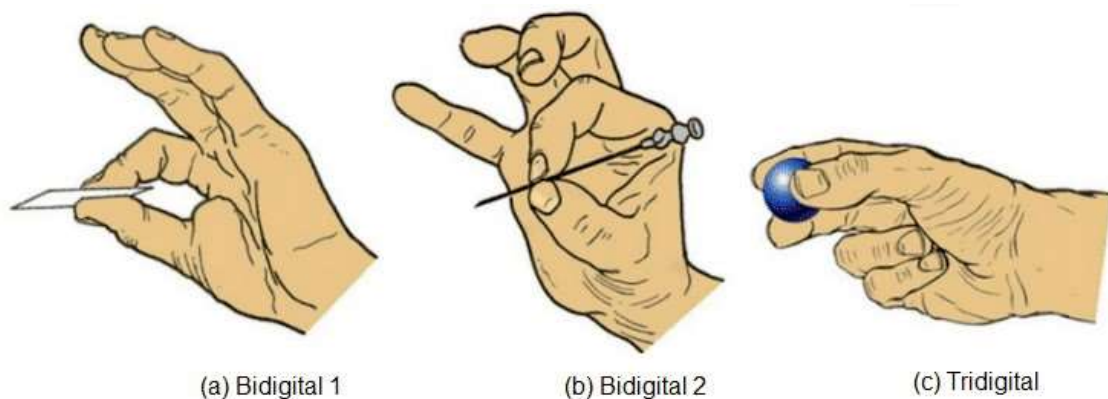
Fonte: Walmart (2021).

4.2.4 Movimento de pinça

Existem várias atividades da vida cotidiana que utilizam a manipulação de pequenos objetos, como escrever, virar chaves, preparar alimentos, abrir embalagens, manipulações finas, entre outras. Atividades que são executadas com o auxílio das preensões digitais, essas, podem ser de vários tipos como os mostrados no Figura 4.6 (RAZZA; PASCHOARELLI, 2009).

Mesmo sendo considerado um movimento delicado e preciso, o movimento de pinça também pode ser usado com uma aplicação de força em certos trabalhos industriais ao manusear objetos pequenos demais para a preensão cilíndrica ou em caso de locais que tenham alguma restrição de espaço e necessitam de uma postura diferente (IMRHAN, 1991). O tipo de preensão influencia muito a aplicação de força exercida pelo indivíduo.

Figura 4.6 – Preensões digitais mais comuns.



Fonte: Adaptado de Razza e Paschoarelli (2009).

4.2.4.1 Pinça Bidigital

A pinça bipode (ou bidigital) geralmente realizadas entre o polegar e o dedo indicador, é a clássica pinça polegar-indicador. Identificando dois tipo de pinça bidigital: uma delas é a feita por oposição subterminal ou da polpa (Figura 4.6.a) sendo a mais comum. Essa permite a apreensão de objetos um pouco mais grossos como uma folha da papel ou um lápis (FERREIRA, 2006).

O outro tipo é de preensão por oposição terminal ou terminal-polpa (Figura 4.6.b) utilizando as pontas dos dedos polegar e indicador (ou dedo médio). É uma preensão mais fina e precisa, permite segurar um objeto pequeno ou muito fino, e

caso seja necessário trabalhar com objetos ainda menores, utilizam as extremidades (FERREIRA, 2006).

4.2.4.2 *Pinça Tridigital*

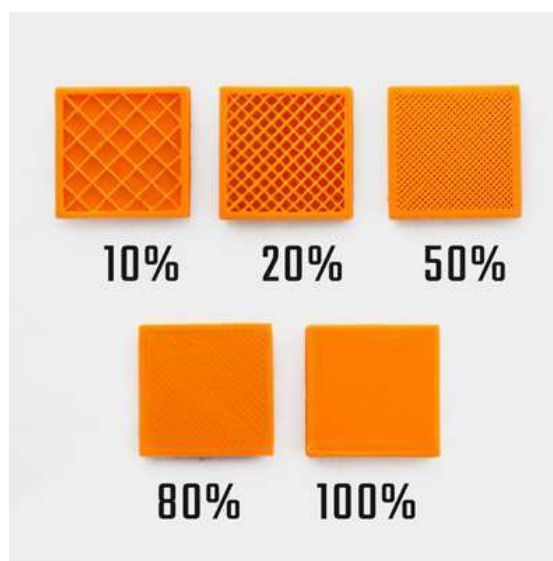
A pinça trípode (ou tridigital) é realizada através da união entre dedos polegar, indicador e médio (Figura 4.6.c). É utilizada em cerca de 60% das AVD (FERREIRA et al., 2011).

É a mais realizada no cotidiano, nela se posiciona o objeto apoiado entre a polpa do polegar em oposição às polpas do segundo e terceiro dedos da mesma mão, um exemplo é a posição de virar uma chave, é um movimento que tem um grau de força intermediária (NASCIMENTO et al., 2013).

4.2.5 **Área do Coto**

Uma prótese superior deve ser uma ferramenta ágil e leve. Segundo os profissionais consultados, uma das maiores razões de abandono de prótese no mundo é o peso, visto que uma prótese convencional pesa em torno de 1,2 kg até 1,5 kg. Contudo, é um problema que é facilmente solucionado pelas impressões 3D, uma vez que é possível configurar a porcentagem de preenchimento da peça a ser impressa (Figura 4.7), sempre levando em consideração a resistência da peça.

Figura 4.7 – Porcentagem de preenchimento de uma peça impressa em 3D.

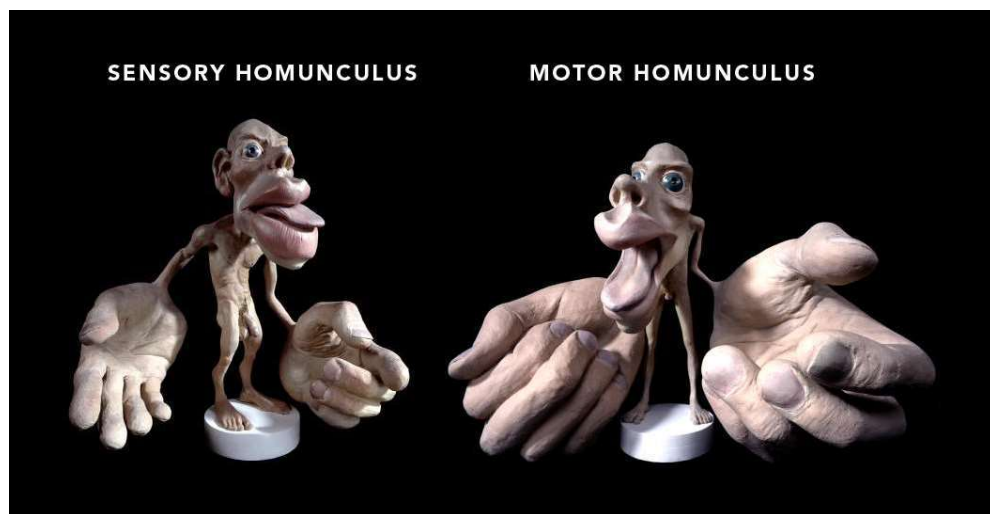


Fonte: Impressão 3D Portugal (2021).

Uma característica que ajuda a atenuar a sensação de peso é ter uma grande superfície no encaixe no coto, que acaba diminuindo a pressão. Quando se tem essa área consegue-se dar mais conforto e a sensação de propriocepção, por exemplo, conseguir distinguir entre um copo vazio e um copo cheio. Toda essa carga distal não pode ser absorvida pelo plástico ao longo da prótese, portanto, quanto mais porosa a impressão for, mais leve e melhor serão essas informações de propriocepção para o paciente.

Entre os anos 40 e 50 o médico canadense Dr. Wilder Penfield descreveu o Homúnculo de Penfield (Figura 4.8), que se trata de uma representação da sensibilidade sensorial e motora de cada parte do corpo humano, de acordo com o tamanho das áreas em nosso corpo que são mais sensíveis ao estímulo do que outras. Como pode ser observado, existe uma grande área referente a sensibilidade da mão e, em casos de amputados, boa parte dessa sensibilidade passa a ser ocupada pelo antebraço (NAKAMOTO, 2017).

Figura 4.8 – Homúnculo de Penfield.



Fonte: The Somatic Movement (2020).

Portanto, ao utilizar essa grande sensibilidade adquirida pelo antebraço, com o auxílio de uma prótese leve com uma grande área para o coto, é possível que parte da pressão distal seja sentida pelo coto, tornando a prótese mais útil para as AVD.

4.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

Considerando os dados apresentados durante o capítulo, define-se o público alvo, movimentos realizados e algumas características que foram levadas em consi-

deração na parte mecânica da prótese.

O público alvo para a utilização dessa prótese consiste em adultos que perderam a mão por algum trauma, em sua grande maioria trabalhadores de baixa renda, ou pessoas com má formação que possuem tendões flexores e extensores da mão desenvolvidos. Essa definição fortalece a necessidade do sistema desenvolvido nesse trabalho seja de amplo acesso e de baixo custo.

Em relação aos movimentos executados pela prótese, foram descritos os movimentos de preensão palmar e as pinças bidigital e tridigital. Levando em consideração que a prótese será utilizada como mão de apoio, não será necessário a realização de movimentos muito finos. Portanto, os movimentos da prótese serão o de pinça tridigital e a preensão palmar.

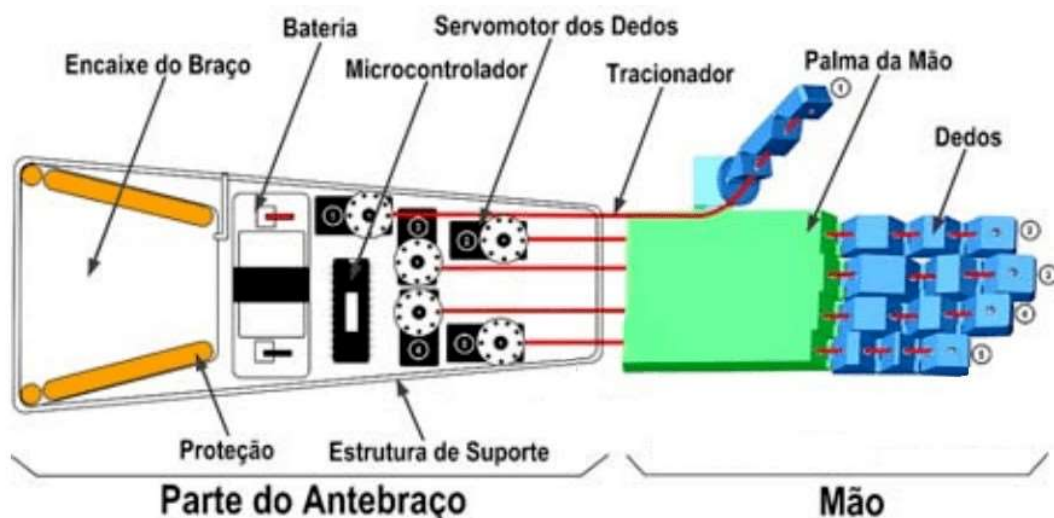
Com base nos estudos apresentados, é definida a prótese que será construída, de forma fixa, com um ângulo de extensão do punho entre 10° e 15° . Essa definição comporta a maioria das atividades cotidianas. Como a prioridade é apenas o desenvolvimento da prótese, não haverá um espaço para o encaixe do coto inicialmente. No entanto, essa parte da prótese pode ser facilmente modelada e implementada em impressão 3D, em função das particularidades de cada paciente.

De forma geral, a consulta com os profissionais de ortopedia, traumatologia e terapia da mão resultou em ótimos resultados e encaminhamentos essenciais para as definições do projeto. Cabe salientar, que dessa forma, foi possível identificar as efetivas dimensões do problema a ser resolvido e alinhar as propostas desse projeto com demandas reais.

5 METODOLOGIA

A partir das demandas levantadas por profissionais da área de saúde no capítulo anterior, com o intuito de suprir todas as características apresentadas, é iniciado o processo de desenvolvimento da prótese. Uma prótese mioelétrica possui duas grandes partes, a estrutura elétrica que é constituída por sensores, tratamento de sinal, microcontrolador, bateria e servomotores. A estrutura mecânica, formada pela estrutura física da prótese, realizando os movimentos através de tracionadores acoplados a estrutura elétrica. As partes de uma prótese mioelétrica podem ser observadas na Figura 5.1.

Figura 5.1 – Partes de uma prótese mioelétrica.



Fonte: Adaptado de Sundfeld et al. (2006).

Nas seções desse capítulo serão discutidas as definições de desenvolvimento da estrutura mecânica, elétrica e de uma plataforma para disponibilizar gratuitamente arquivos com a descrição do modo de desenvolvimento da prótese.

5.1 ESTRUTURA MECÂNICA DA PRÓTESE

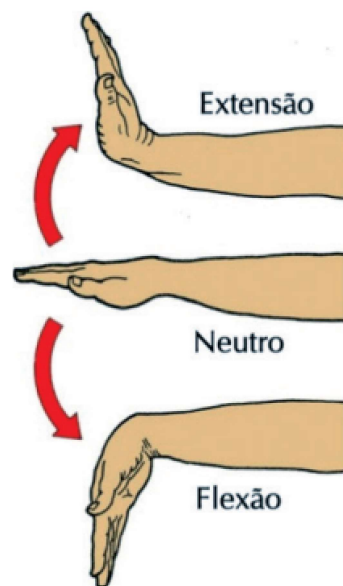
A estrutura mecânica de uma prótese tem como objetivo suprir necessidades como, leveza, resistência, custo e conforto ao paciente. Além de agregar as características funcionais da prótese, nesse caso, o movimento de pinça trípode, de preensão palmar e o ângulo de extensão do punho.

Tendo isso em vista, nessa seção serão descritas as etapas de desenvolvimento da estrutura mecânica da prótese, descrevendo o método de escolha do modelo, alterações e impressão 3D.

5.1.1 Escolha do modelo

Atualmente, as próteses de braço mioelétricas possuem a abertura e o fechamento da mão através de ação muscular. Por meio de processos biomecânicos complexos, as contrações musculares mais comuns são a extensão e a flexão do punho (Figura 5.2). Porém, através de tiras elásticas acopladas aos dedos da prótese é possível manter esses dedos estendidos quando a contração muscular estiver na posição neutra e com isso é possível adicionar mais um movimento à prótese.

Figura 5.2 – Desvios de punho: Flexão e extensão.



Fonte: Adaptado de Razza e Paschoarelli (2009).

Visando isso, é possível encontrar plataformas que disponibilizam códigos abertos de modelos prontos, ou seja, modelos que pode-se alterar ou replicá-los de forma gratuita. O *Thingiverse* é a plataforma mais famosa de arquivos de impressão 3D no mercado atualmente (THINGIVERSE, 2021). O *site* conta com um grande catálogo de modelos 3D personalizáveis (3DLAB, 2021).

Na Figura 5.3 são mostrados os modelos utilizados no comparativo, sendo eles, *Humanoid Robotic Hand*, *Reborn Hand* e *Robotic Prosthetic Hand*. O foco da pesquisa foi encontrar modelos que utilizam tiras elásticas acopladas nos dedos para manter os

dedos estendidos e que consigam realizar os movimentos propostos.

Figura 5.3 – Humanoid Robotic Hand, Reborn Hand e Robotic Prosthetic Hand.



Fonte: Thingiverse (2017a); Thingiverse (2017b); Thingiverse (2016).

Ao analisar os modelos da Figura 5.3 através de fotos e vídeos disponíveis na plataforma, é possível realizar um comparativo entre os modelos analisados, como mostrado na Tabela 5.1:

Tabela 5.1 – Comparativo modelos.

Modelo	Movimento vertical	Movimento horizontal	Complexidade da montagem
Humanoid Robotic Hand	5 dedos	1 dedo (polegar)	Baixa
Reborn Hand	5 dedos	Não possui	Baixa
Robotic Prosthetic Hand	5 dedos	Não possui	Baixa

Fonte: Thingiverse (2017a); Thingiverse (2017b); Thingiverse (2016).

De acordo com os dados mostrados acima, nota-se que a complexidade da montagem em todas as próteses é baixa, item importante na escolha do modelo, uma vez que um dos objetivos do presente estudo é disponibilizar em uma plataforma todos os arquivos para que o usuário possa realizar a montagem da prótese.

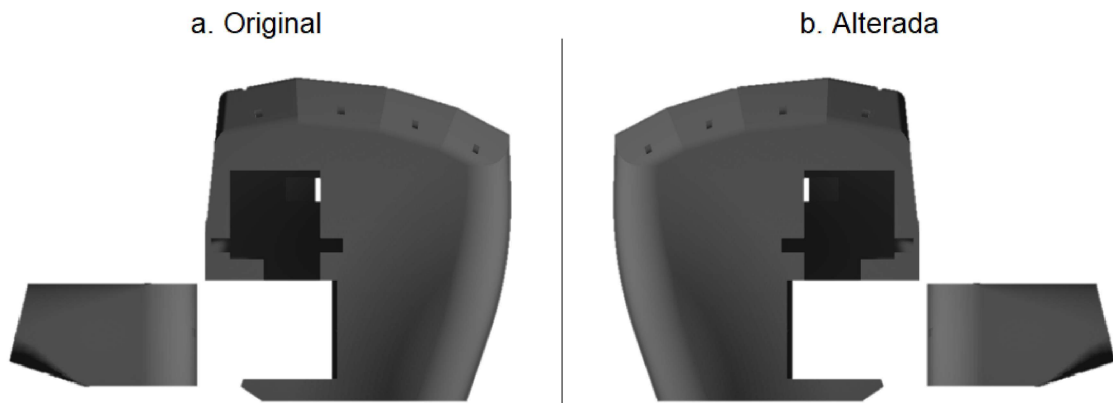
Em relação aos movimentos realizados, todos os modelos possuem articulações verticais nos cinco dedos, porém, somente o modelo *Humanoid Robotic Hand* disponibiliza ao usuário o movimento horizontal do polegar através de um servo motor acoplado na palma da mão. Portanto, devido aos dados apresentados, o modelo a ser utilizado é *Humanoid Robotic Hand*, confeccionado por Ryan Gross e conta com 7 arquivos para a impressão (THINGIVERSE, 2017a).

5.1.2 Alterações no modelo original

Após a escolha do modelo, foi necessário fazer alterações. No projeto original, os arquivos disponíveis para *download* são referentes a mão esquerda e o ângulo de extensão do punho é de 0°.

Por conta da maioria das amputados de membros superiores serem referentes a mão dominante, tendo maior recorrência na mão direita, algumas peças foram espelhadas para serem utilizadas como a mão direita, como pode ser visto na Figura 5.4 (COSTA, 2017).

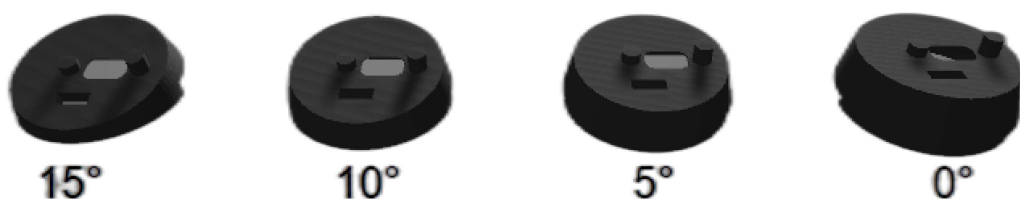
Figura 5.4 – Peças alteradas.



Fonte: Autoria própria.

Em relação ao ângulo de extensão do punho, estudos indicam que a angulação necessária para as principais AVD de membros superiores seja entre 10° e 15° (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016). Porém torna-se difícil testar a angulação que melhor se adapta a proposta da prótese apenas olhando imagens. Para isso, foi desenvolvido punhos com diferentes angulações para que, após a impressão das peças, sejam realizados os testes. Os punhos de 15°, 10°, 5° e 0° podem ser observados na Figura 5.5.

Figura 5.5 – Ângulos punhos.



Fonte: Autoria própria.

5.1.3 Impressão 3D

Um dos primeiros passos para a realização da impressão 3D é a escolha do material, os dois materiais mais populares atualmente é o ABS, primeiro material a ser usado na impressão 3D, e o PLA material muito utilizado nas impressoras de mesa atualmente (Bitfab, 2020). Com isso, é possível mostrar um comparativo entre os materiais (Tabela 5.2).

Tabela 5.2 – Comparativo materiais para impressão 3D.

	ABS	PLA
Resistência à tração	27 MPa	37 MPa
Alongamento	3.5%	6%
Módulo de flexão	2.1 a 7.6 GPa	4 GPa
Densidade	1.0 a 1.4 g/cm ³	1.3 g/cm ³
Ponto de fusão	N/A (amorfo)	173°C
Biodegradável	Não	Sim, sob as condições corretas
Temperatura de transição do vidro	105°C	60°C
Produtos comuns	LEGO, caixas eletrônicas	Copos, sacos de plástico, talheres

Fonte: Adaptado de HUBS (2019).

Ao analisar os dados apresentados na Tabela 5.2, os produtos comuns desenvolvidos a partir do ABS são mais semelhantes as peças da prótese, também, pela facilidade de compra, é definido o ABS como material utilizado. É definido também o preenchimento da peça de 25% visando leveza e resistência nas peças.

Após essas definições, foi feito orçamentos em 4 empresas nas cidades de São Paulo, São Leopoldo, Florianópolis e Caxias do Sul. Optando pela empresa com maior custo-benefício encontrada. As peças podem ser vistas na Figura 5.6.

Figura 5.6 – Peças para a montagem da prótese.

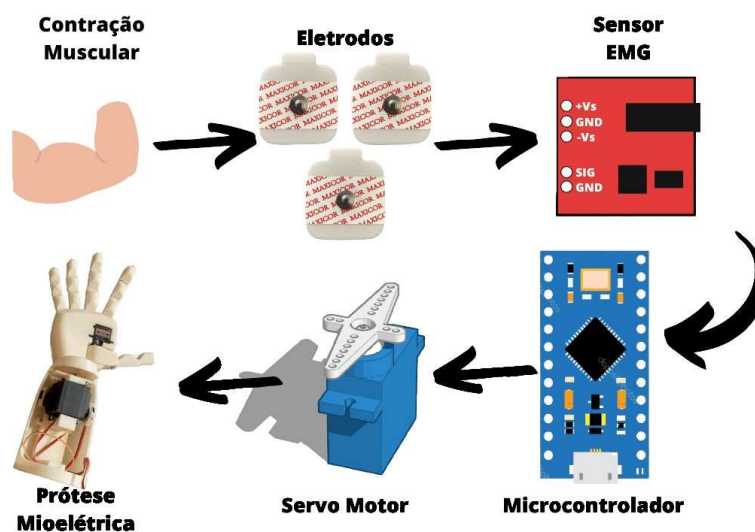


Fonte: Autoria própria.

5.2 ESTRUTURA ELÉTRICA DA PRÓTESE

A estrutura elétrica de uma prótese mioelétrica consiste na captação e tratamento do sinal obtido através da contração muscular. Um microcontrolador recebe o sinal e aciona motores que realizam os movimentos na prótese. O fluxo do sinal mioelétrico é observado na Figura 5.7.

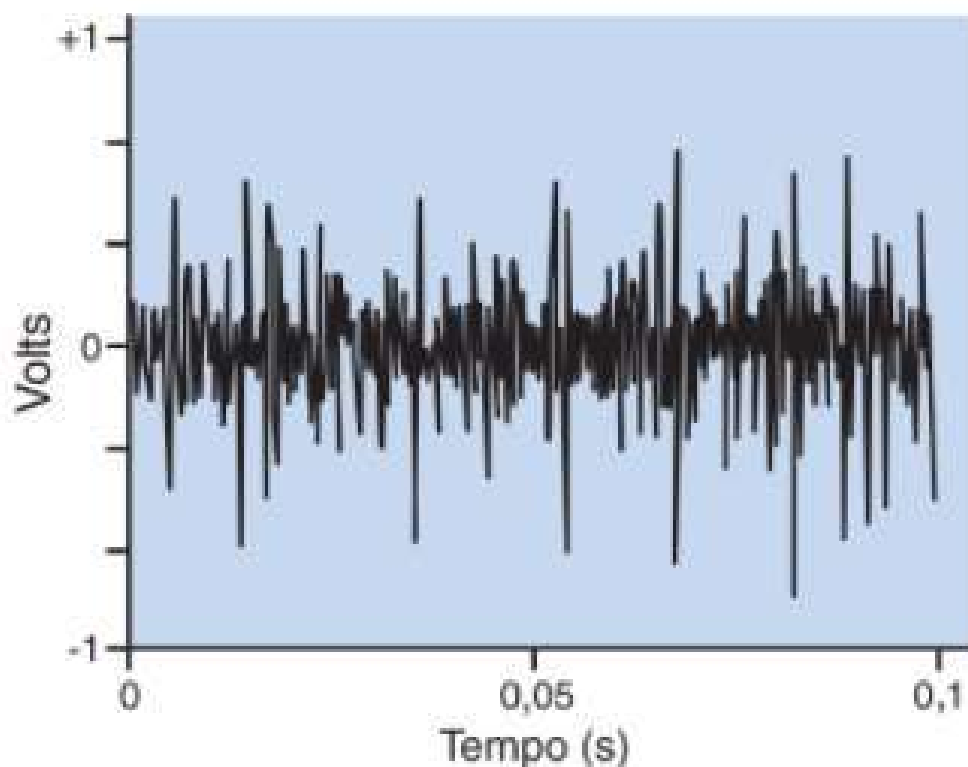
Figura 5.7 – Sinal Mioelétrico.



Fonte: Autoria própria.

A sinal EMG (Eletromiografia, do inglês, *Electromyography*) é um exame em que é possível medir a atividade elétrica do músculo através de um eletrodo. Trata-se de uma técnica que permite detectar a mudança no potencial da membrana medida durante a transmissão dos potenciais ao longo da fibra. Na Figura 5.8 é possível observar um registro simples de um sinal de EMG contendo vários potenciais de ação, porém, é uma imagem ilustrativa, uma vez que o potencial de ação isolada é muito menor do que a do sinal EMG mostrado (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016).

Figura 5.8 – Registro de eletromiografia de superfície.



Fonte: Adaptado de Hamill, Knutzen e Derrick (2016).

Com isso, essa seção apresenta a escolha dos materiais que serão utilizados para o desenvolvimento da estrutura elétrica, desde a obtenção e tratamento do sinal, controle e alimentação do sistema.

5.2.1 Eletrodos

A captação das medições do sinal EMG é realizada através de eletrodos facilmente encontrados no mercado, que são divididos em dois métodos. Eletrodos invasivos, através de dois pequenos filamentos de arame colocado por meio de uma

agulha hipodérmica, os eletrodos são postos no interior do músculo, possuindo melhor captação do sinal. E eletrodos de superfície, que são colocados sobre a pele, e possuem um método de fácil execução e costumam ser mais aceitáveis pelos pacientes. Para sua utilização, é necessário preparar a pele, através de lavagem ou aplicação de álcool, removendo as células epiteliais mortas (MALTA et al., 2006).

Para o desenvolvimento desse trabalho, por conta da facilidade de aplicação, serão analisados três tipos de eletrodos de superfície que podem ser vistos na Figura 5.9 e estão listados na Tabela 5.3.

Figura 5.9 – Eletrodos utilizados.



Fonte: Autoria própria.

Tabela 5.3 – Comparativo eletrodos utilizados.

Eletrodo	Tamanho	Marca	Preço por unidade
Descartável	Adulto	Meditrace	R\$ 0,40
Descartável	Neonatal	Maxicor	R\$ 0,34
Não descartável	Neonatal	GlobalTec	R\$ 13,53

Fonte: Moreno (2021).

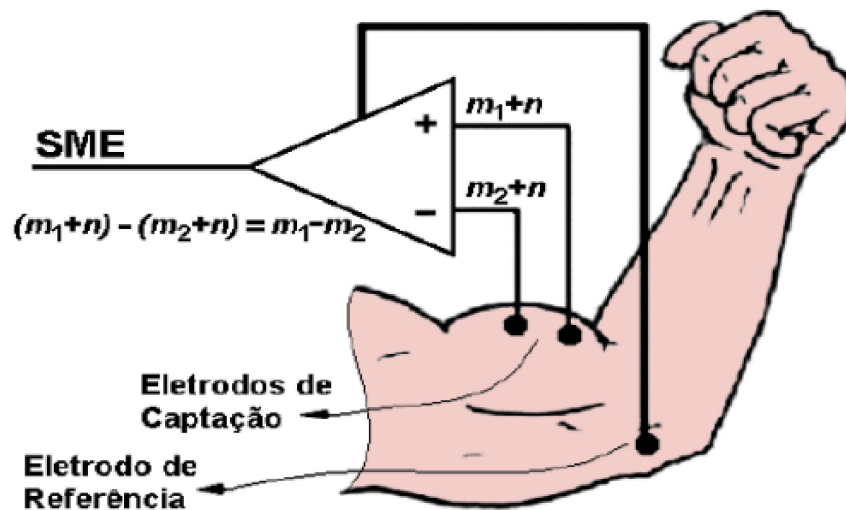
Os três eletrodos apresentam muita semelhança na aquisição do sinal e podem ser utilizados na prótese com o mesmo código de controle (MORENO, 2021). Portanto, por conta do preço, o eletrodo utilizado para futuros testes será o eletrodo descartável da marca *Maxicor*, mas a escolha deve ser feita de forma individualizada, de acordo com as necessidades de cada paciente.

5.2.2 Sensor EMG

O método mais usual para a obtenção de sinais é através de dois eletrodos colados sobre a região da contração muscular e um terceiro colado em uma região que não será afetado pela atividade. Esse eletrodo é usado como referência para a medição de uma diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos colados na região de interesse (MALTA et al., 2006).

Os sinais devem ser amplificados para se tornarem compatíveis com os dispositivos, nesse caso, um microcontrolador. Circuito observado na Figura 5.10 (SOUSA; SOUZA; ROMERO, 2006).

Figura 5.10 – Amplificador do Sinal EMG.



O sinal mioelétrico é representado por "m" e o ruído por "n"

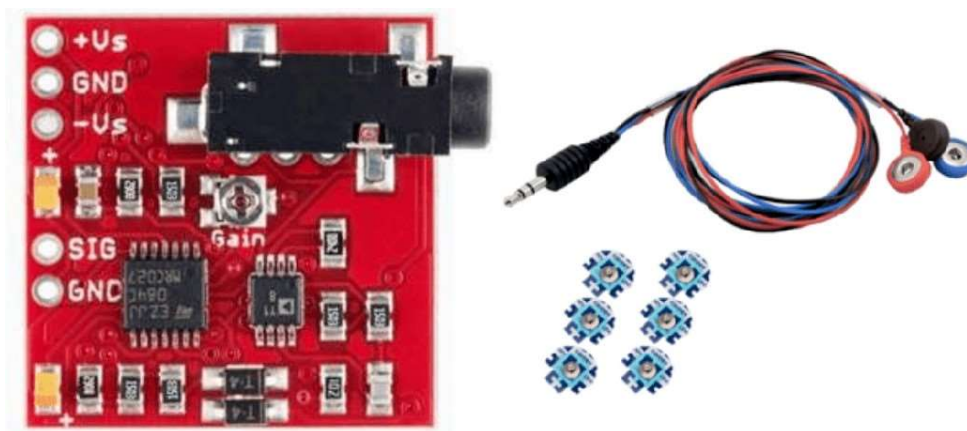
Fonte: Sousa, Souza e Romero (2006).

Para essa etapa do desenvolvimento, foi pesquisado sensores comerciais, uma vez que possui uma grande confiabilidade no sistema e facilidade de implementação e

obtenção. Portanto o sensor escolhido foi o *Muscle Sensor V3* da empresa *Advancer Technologies* (Figura 5.11).

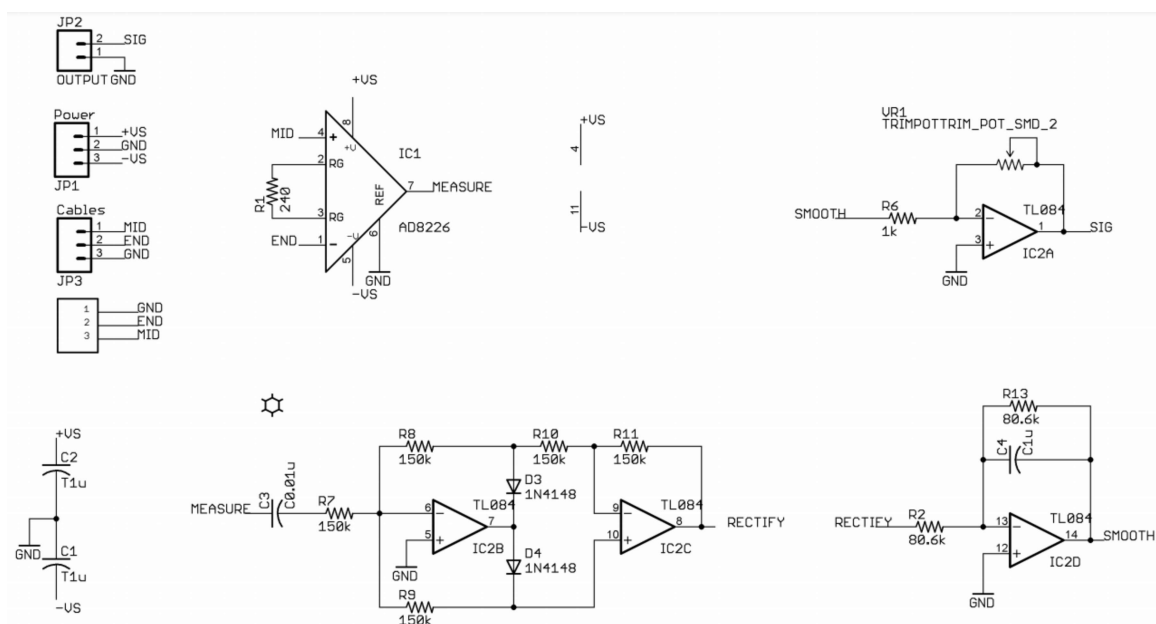
O sensor mede a atividade elétrica filtrada e retificada de um músculo. O usuário deve fixar três eletrodos, dois eletrodos ao longo do músculo selecionado para ser medido e um eletrodo de referência em uma seção inativa do corpo, como a parte óssea do cotovelo (Advancer Technologies, 2012). O circuito do sensor pode ser observado na Figura 5.12 e um sinal semelhante a saída do sensor na Figura 5.13.

Figura 5.11 – Muscle Sensor V3 - Advancer Technologies.



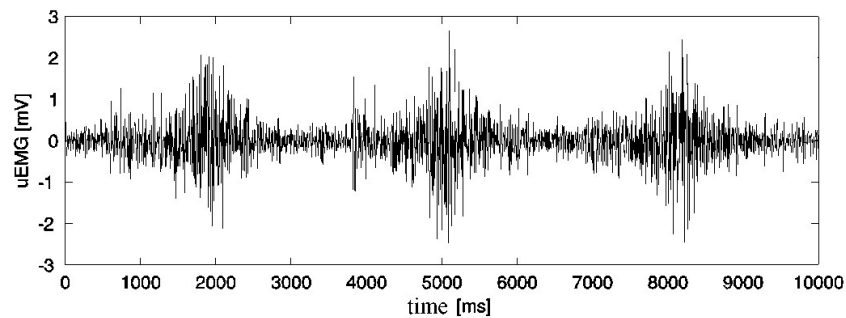
Fonte: Adaptado de Advancer Technologies (2012).

Figura 5.12 – Circuito Muscle Sensor V3.



Fonte: Advancer Technologies (2012).

Figura 5.13 – Sinal Muscle Sensor V3.



Fonte: All About Circuits (2015).

5.2.3 Microcontrolador

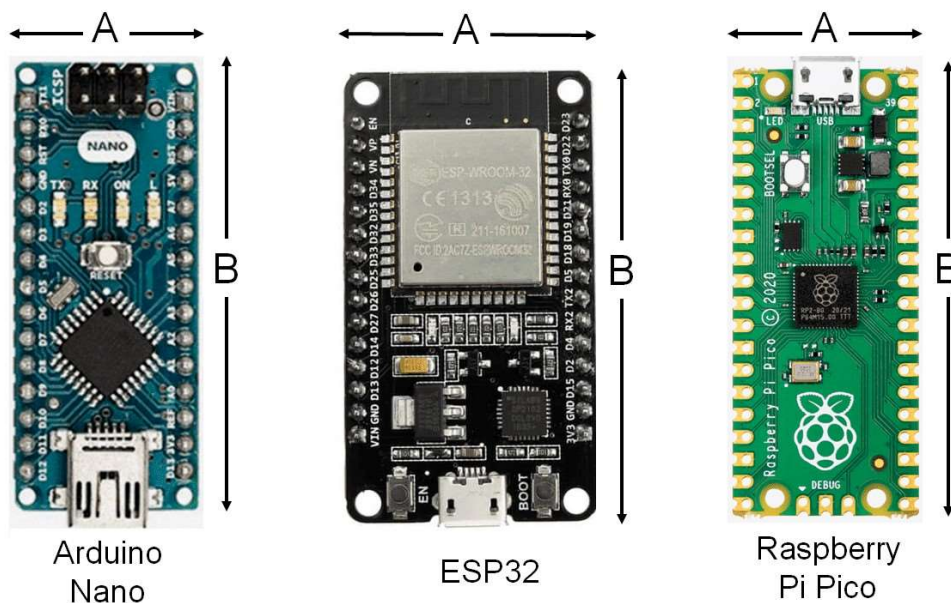
Em uma prótese, o microcontrolador tem a função de receber o sinal do sensor EMG e enviar um comando para os motores executarem os movimentos. O objetivo da pesquisa por microcontroladores foi buscar os mais compactos e de alta performance encontrados no mercado atualmente (Tabela 5.4). A escolha passa pela análise da linguagem de programação, portas digitais, analógicas e o peso. Sendo eles *Arduino Nano*, *ESP32* e *Raspberry Pi Pico*, vistos na Figura 5.14 e as dimensões na Tabela 5.5.

Tabela 5.4 – Comparativo microcontroladores.

Microcontrolador	Linguagem de Programação	I/O digitais	Entradas analógicas	Peso
Arduino Nano	C/C++ Python, LUA, JavaScript Arduino IDE	22	8	7g
ESP32	C/C++ MicroPython, LUA, JavaScript Arduino IDE	30 a 36 (Depende do modelo)	16	10g
Raspberry Pi Pico	C/C++ MicroPython	26	16	10g

Fonte: ARDUINO (2021); Espressif (2021); RASPBERRY (2021).

Figura 5.14 – Microcontroladores.



Fonte: ARDUINO (2021); Espressif (2021); RASPBERRY (2021).

Tabela 5.5 – Dimensões microcontroladores.

Microcontrolador	A	B
Arduino Nano	18 mm	45 mm
Raspberry Pi Pico	21 mm	51 mm
Espressif ESP32	27,9 mm	54,4 mm

Fonte: ARDUINO (2021); Espressif (2021); RASPBERRY (2021).

Todos os microcontroladores da pesquisa atendem a demanda de portas necessárias, peso e dimensões para a execução do projeto. Desta forma, foi escolhido o microcontrolador *Arduino Nano* por conta da facilidade de aquisição.

5.2.4 Servos motores da prótese

O modelo mecânico *Humanoid Robotic Hand*, escolhido no *Thingiverse*, possui características estruturais sendo que é possível encaixar modelos específicos de motores, visto na Figura 5.15.

Figura 5.15 – Motores utilizados na *Humanoid Robotic Hand*.



Fonte: Thingiverse (2017a).

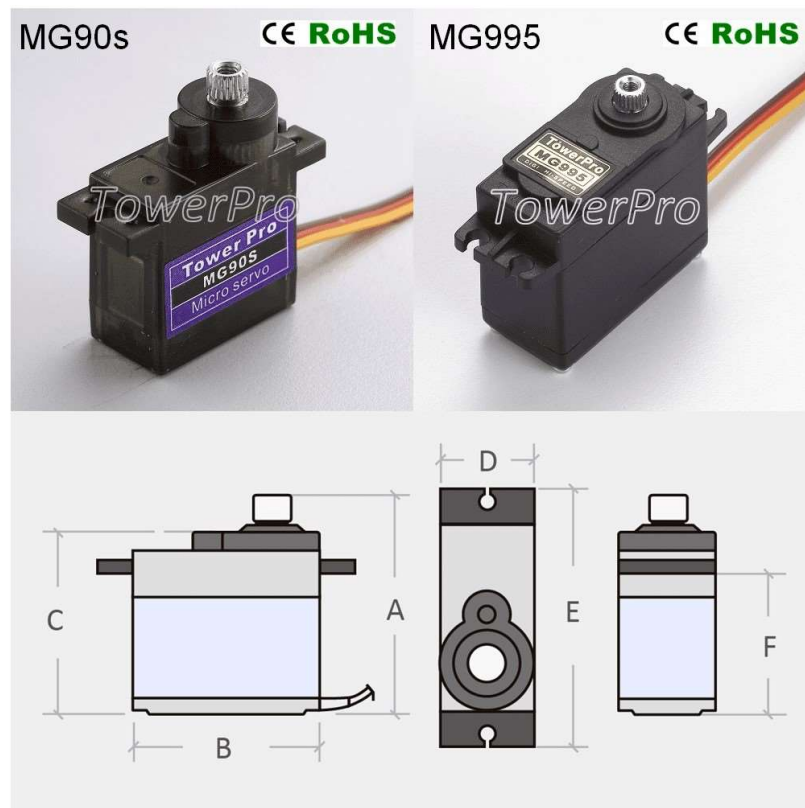
As especificações dos motores podem ser encontradas na Tabela 5.6, vistos na Figura 5.16 juntamente com as dimensões (Tabela 5.7).

Tabela 5.6 – Especificações servos motores.

Especificações	MG90S	MG995
Peso	13,4g	55g
Tensão operacional	4,8 V	4,8 ~ 6,6 V
Torque de parada	1,8 kg / cm (4,8 V) 2,2 kg / cm (6,6 V)	9,4 kg / cm (4,8 V) 11kg / cm (6 V)
Velocidade de operação	0,10 seg. / 60° (4,8 V) 0,08 seg. / 60° (6,0 V)	0,20 seg. / 60° (4,8v) 0,16 seg. / 60° (6,0 V)
Faixa de temperatura	0 °C ~ 55°C	0°C ~ 55°C

Fonte: TowerPro (2021a); TowerPro (2021b).

Figura 5.16 – Servos Motores utilizados.



Fonte: TowerPro (2021a); TowerPro (2021b).

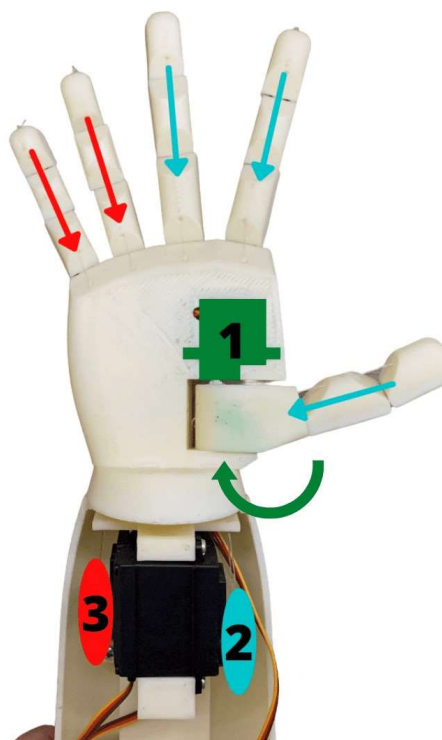
Tabela 5.7 – Dimensões dos servos motores.

	MG90S	MG995
A	32,5 mm	42,7 mm
B	22,8 mm	40,9 mm
C	28,4 mm	37 mm
D	12,4 mm	20 mm
E	32,1 mm	54 mm
F	18,5 mm	26,8 mm

Fonte: TowerPro (2021a); TowerPro (2021b).

Devido as dimensões menores, utiliza-se o micro servo MG90s acoplado a palma da mão para realizar o movimento horizontal do polegar. Os outros dois servos motores (MG995) serão utilizados para a realização dos movimentos de flexão de todos os dedos da prótese. Para facilitar a compreensão do papel de cada servo na prótese, é possível enumerar os motores com o intuito de identificar os movimentos, como observado na Figura 5.17. Na Tabela 5.8, observa-se o movimento de cada servo em caso de repouso, pinça trípode e preensão palmar.

Figura 5.17 – Movimentos da prótese.



Fonte: Autoria própria.

Tabela 5.8 – Movimentos realizados pelos servos motores.

Servos Motores		Movimentos		
n°	Modelo	Repouso	Pinça	Preensão
1	MG90s	0°	90°	90°
2	MG995	0°	180°	180°
3	MG995	0°	0°	180°

Fonte: Autoria própria.

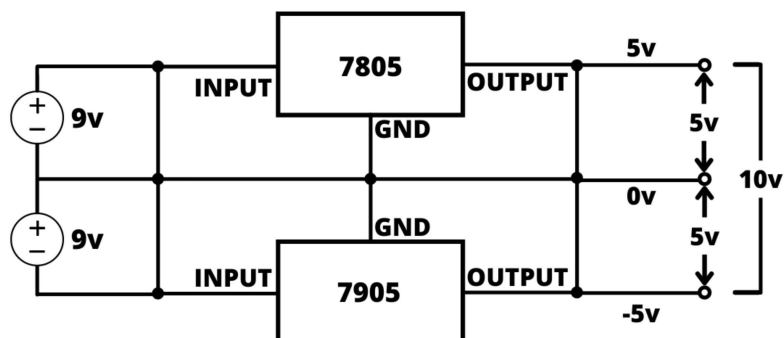
Com isso, é possível observar que, com os três motores identificados na Figura 5.17, consegue-se abranger o objetivo de realizar todos os movimentos propostos.

5.2.5 Alimentação da prótese

A alimentação de uma prótese mioelétrica é feita através de baterias recarregáveis. O sensor *Muscle Sensor V3* necessita de alimentação simétrica, em função disso, foram adquiridas duas baterias 9V, 450mAh recarregáveis para realizar o circuito de alimentação.

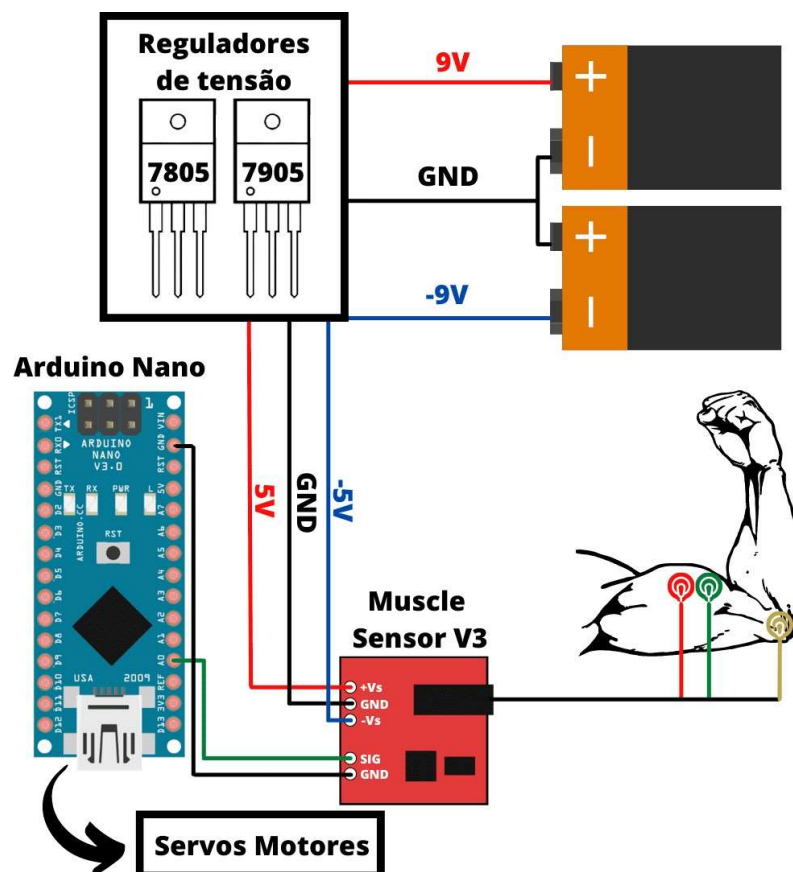
A fim de proteger a entrada do microcontrolador foram acoplados ao sistema dois circuitos integrados (CI 7805 e CI 7905) para regular a alimentação do sensor para 5V e -5V, o sistema de regulação de tensão pode ser observado na Figura 5.18 e o circuito completo de alimentação do sensor na Figura 5.19.

Figura 5.18 – Sistema de regulação de tensão.



Fonte: Autoria própria.

Figura 5.19 – Alimentação Muscle Sensor V3.



Fonte: Autoria própria.

Entende-se que essa não é a melhor alimentação a ser utilizada, porém, por se tratar de um protótipo, os testes iniciais para a utilização do sensor serão realizados de acordo com o circuito apresentado acima.

5.3 PLATAFORMA PARA DISPONIBILIZAÇÃO DOS ARQUIVOS

Como descrito anteriormente, as próteses de membros superiores do atual mercado contam com um elevado custo de obtenção, esses valores não condizem, principalmente no mercado brasileiro, com a realidade apresentada pelo público que necessita de uma prótese. Visto isso, seria de grande importância uma plataforma na qual seria disponibilizado, de forma gratuita, uma descrição passo a passo de desenvolvimento de uma prótese mioelétrica para amputações transradiais juntamente com arquivos para a impressão das peças e listas de materiais necessários.

O processo de criação de um *site* passa por diversas etapas, como registro de domínio, contratar um serviço de hospedagem e a construção do *site* em si. Sendo que as duas primeiras etapas geralmente não são gratuitas. Porém, existem métodos para realização do registro de domínio de forma gratuita e alguns construtores de *sites* possuem em seu plano serviço de hospedagem gratuito. Foi realizado um comparativo entre os construtores que possuem planos gratuitos mais comuns no mercado, visto na Tabela 5.9

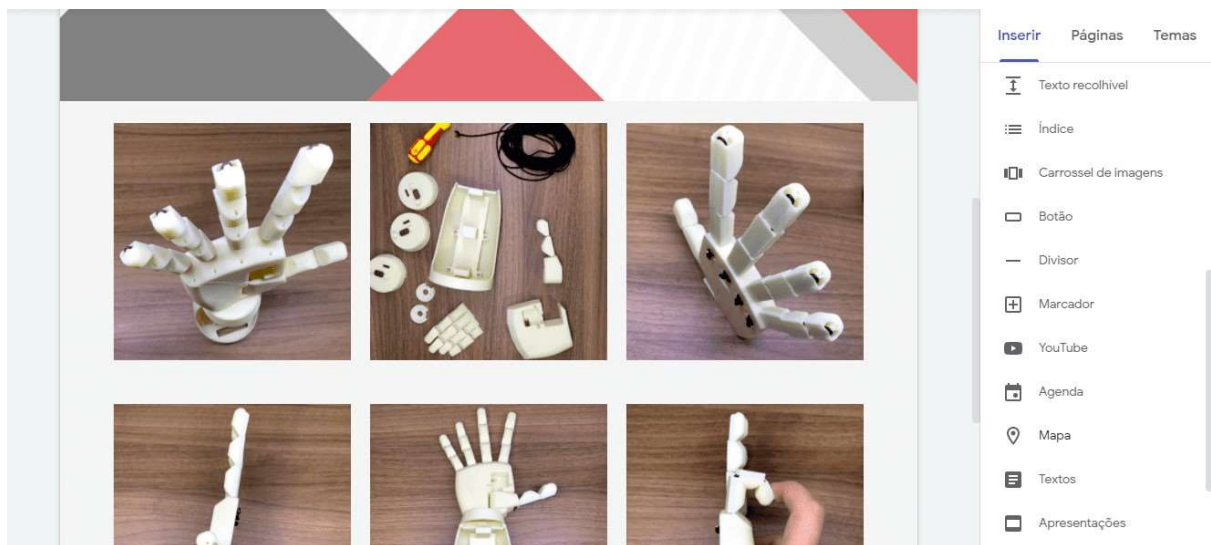
Tabela 5.9 – Comparativo de construtores de sites.

	WIX	WORDPRESS	Google Sites
Prós	Wix ADI - Artificial Intelligence Variedade de widgets	Adorado universalmente pela maioria da internet Super flexível	Livre Perfeito para projetos individuais e pequenas empresas
Modelos	501	295	10+
Plano mais popular (Mensal)	\$ 14	\$ 4	\$ 0

Fonte: Adaptado de MyBestWeb (2021).

Os construtores *WIX* e *WordPress* contam com um grande número de modelos disponíveis, porém os planos gratuitos apresentados possuem grandes limitações. Já o *Google Sites*, é uma plataforma totalmente livre de fácil utilização, pois conta com um ambiente de desenvolvimento simples e intuitivo (Figura 5.20), além de utilizar o domínio e serviço de hospedagem da própria empresa, portanto, será a ferramenta utilizada.

Figura 5.20 – Ambiente de criação Google Sites.



Fonte: Google Sites (2021).

5.4 ESTIMATIVA DOS CUSTOS

O preço para a aquisição dos materiais utilizados na prótese torna-se muito mais barato que as próteses comerciais por conta da estrutura mecânica ser feita a partir de impressão 3D e os componentes da estrutura elétrica serem facilmente encontrados, tornando assim, uma prótese de fácil acesso.

Na Tabela 5.10 foi feita uma estimativa de valores de obtenção de todos os materiais utilizados na prótese totalizando um valor aproximado de R\$ 600,00. Ressalta-se que se trata de um protótipo que ainda não possui área para o encaixe do coto e um circuito de alimentação ideal, porém, o valor dos materiais é cerca de 350 vezes menor que o preço médio de aquisição de mãos protéticas antropomórficas comercialmente disponíveis, listadas na Tabela 3.2.

Tabela 5.10 – Preço materiais.

Material	Preço unitário	Quant.	Preço Total
Impressão 3D	R\$ 229,40	1	R\$ 229,40
Servo MG995	R\$ 49,90	2	R\$ 99,80
Micro Servo MG90s	R\$ 32,58	1	R\$ 32,58
Eletrodos Descartáveis	R\$ 0,55	50	R\$ 27,50
Arduino Nano	R\$ 54,33	1	R\$ 54,33
Sensor EMG	R\$ 76,43	1	R\$ 76,43
Bateria Recarregável	R\$ 27,50	2	R\$ 55,00
Carregador Baterias	R\$ 34,99	1	R\$ 34,99
TOTAL			R\$ 610,03

Fonte: Autoria própria.

5.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

Através dos dados apresentados no capítulo, a proposta da prótese envolve três partes, estrutura mecânica, estrutura elétrica e desenvolvimento de uma plataforma gratuita para disponibilização dos arquivos. O resultado final consiste na junção dessas partes.

Foi escolhido para servir como base da estrutura mecânica da prótese o modelo *Humanoid Robotic Hand* disponível na plataforma de arquivos de impressão 3D *Thingiverse*. Para se adaptar com as demandas encontradas, foram realizadas alterações no modelo original em três peças. Após as adaptações foi definido o ABS como material utilizado, preenchimento da peça em 25% e a impressão realizada na empresa com melhor custo-benefício encontrada.

Para a obtenção do sinal, foram escolhidos para futuros testes, o eletrodo des-

cartável da marca *Mexicor* e o sensor *Muscle Sensor V3* devido a confiabilidade, facilidade de implementação e obtenção do sistema. Com o objetivo de controlar a parte mecânica da prótese, o microcontrolador escolhido foi o *Arduino Nano*, o micro servo MG90s para realização do movimento horizontal do polegar e dois servos MG995 para o movimento de flexão dos demais dedos. A alimentação do circuito será realizada por duas baterias recarregáveis 9V e 450mAh.

Os resultados adquiridos nessas duas etapas serão disponibilizados em uma plataforma totalmente gratuita para desenvolvimento da prótese. Para isso, por se tratar de um construtor de *sites* livre e de fácil utilização, a plataforma será desenvolvida no *Google Sites*.

Para a realização dessas etapas, foi feita a aquisição dos materiais necessários. Com o valor relativamente baixo de aproximadamente R\$ 600,00, alcançando assim um dos grandes objetivos do trabalho.

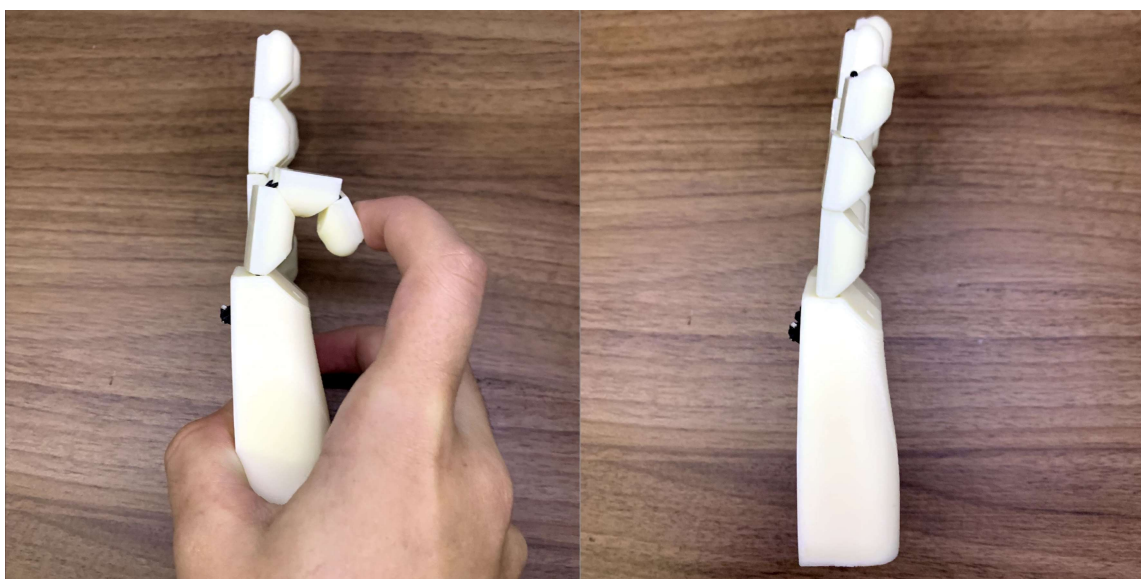
6 RESULTADOS

Durante o desenvolvimento deste capítulo serão apresentados os resultados e discussões das três principais partes que constituem o trabalho. Através da montagem da estrutura mecânica da prótese, declarando todos os materiais utilizados. Também é desenvolvida a implementação do circuito, aquisição do sinal EMG e testes realizados em objetos que fazem parte do cotidiano. Por fim, é mostrado o desenvolvimento da plataforma em que os arquivos serão compartilhados.

6.1 MONTAGEM DA ESTRUTURA MECÂNICA

Com o recebimento das partes impressas da prótese, foi possível realizar a montagem. Foram utilizados tiras de elásticos roliços, facilmente encontrados em lojas de costuras para unir as falanges e manter os dedos estendidos (Figura 6.1). Após alguns testes o ângulo de 10° foi o que melhor atendeu as demandas da prótese e com isso foi fixado, com auxílio de super colas convencionais encontradas em qualquer supermercado (Figura 6.2). Por fim, utilizando pequenos parafusos para a fixação da peça que suportará os dispositivos da estrutura elétrica na prótese, foi concluindo a montagem da estrutura mecânica do projeto, como pode ser visto na Figura 6.3.

Figura 6.1 – Tiras elásticas.



Fonte: Autoria própria.

Figura 6.2 – Extensão do punho de 10°.



Fonte: Autoria própria.

Figura 6.3 – Estrutura mecânica pronta.



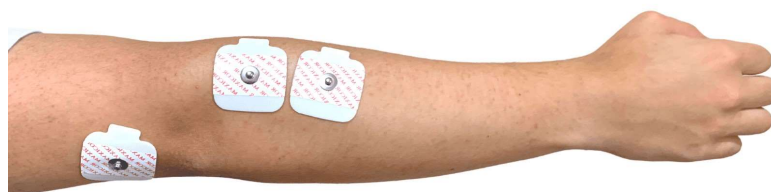
Fonte: Autoria própria.

6.2 IMPLEMENTAÇÃO DA ESTRUTURA ELÉTRICA

Após adquirir as partes que compõem a estrutura elétrica da prótese, passa-se para a implementação. A primeira etapa desse processo foi realizada no laboratório de engenharia elétrica da UFSM campus Cachoeira do Sul, utilizando o osciloscópio. Foram posicionados os eletrodos em duas formações, a primeira, buscando detectar o movimento de extensão do punho e a segunda, o movimento de flexão do punho.

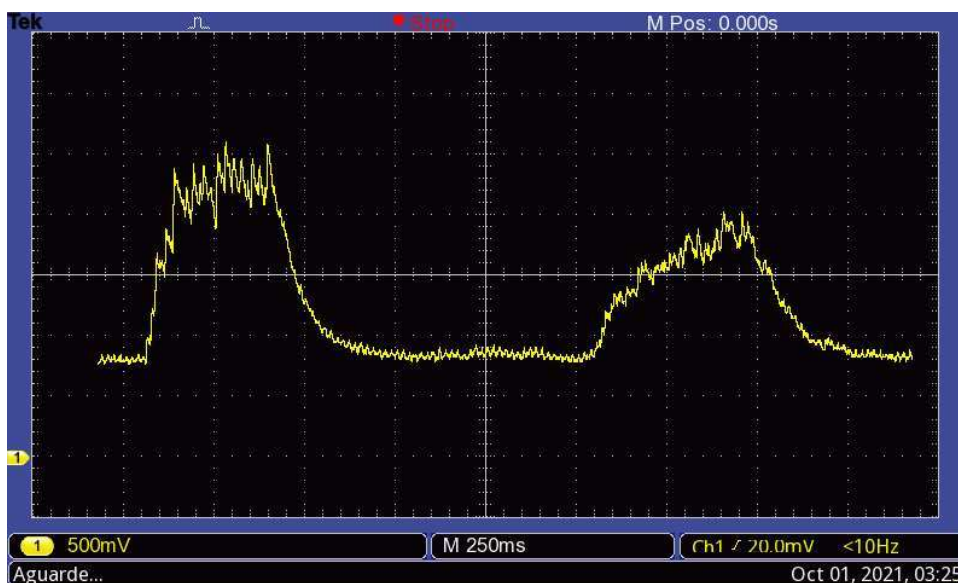
Com os eletrodos posicionados na primeira formação, visto na Figura 6.4, foi realizado o movimento de extensão e, logo em seguida, o movimento de flexão do punho, a fim de diferenciar as formas de onda, o resultado é mostrado na Figura 6.5.

Figura 6.4 – Primeira disposição de eletrodos.



Fonte: Autoria própria.

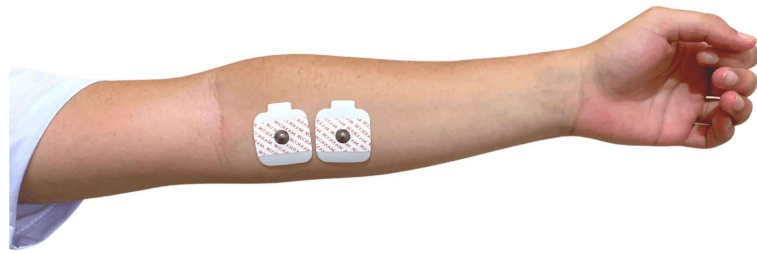
Figura 6.5 – Resultado com a primeira disposição de eletrodos.



Fonte: Autoria própria.

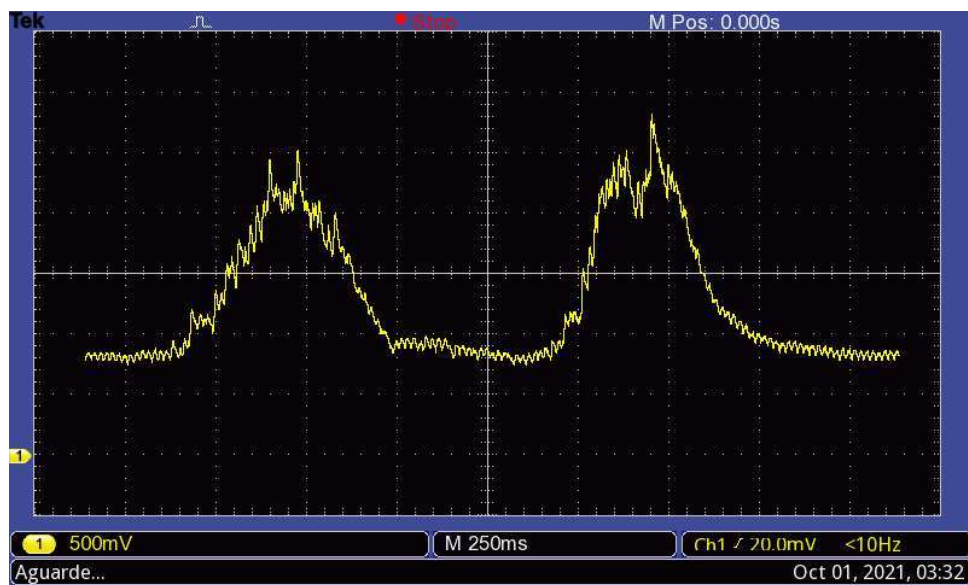
A partir do primeiro resultado, passa-se para a segunda formação de eletrodos, observado na Figura 6.6, onde, assim como no primeiro experimento, é realizado o movimento de extensão do punho seguido pelo movimento de flexão. Resultados na Figura 6.7.

Figura 6.6 – Segunda disposição de eletrodos.



Fonte: Autoria própria.

Figura 6.7 – Resultado com a segunda disposição de eletrodos.

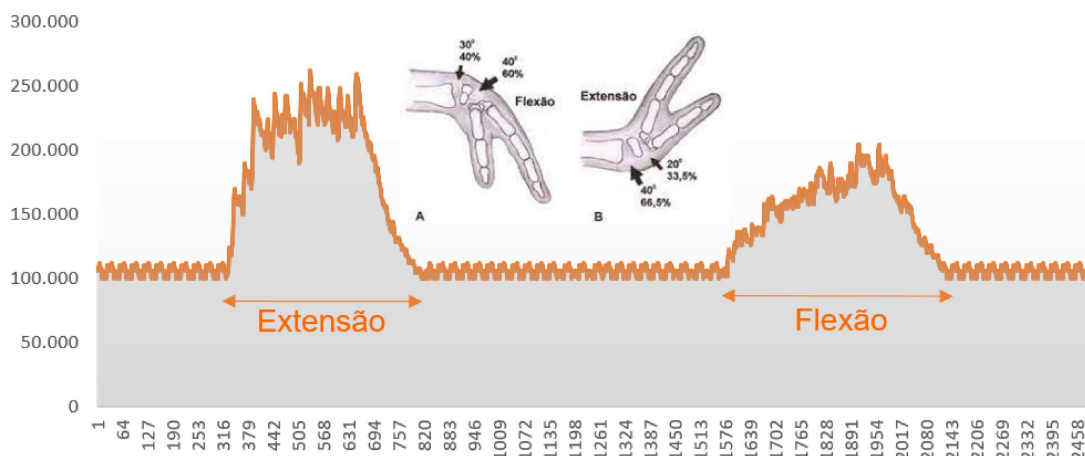


Fonte: Autoria própria.

Ao analisar as imagens do osciloscópio nota-se que nos resultado com a primeira disposição de eletrodos (Figura 6.5) pode-se diferenciar com maior facilidade as duas formas de onda através de um código no microcontrolador, ou seja, é possível detectar o movimento de flexão e extensão do punho, movimentos utilizados para o controle da prótese, com apenas um sensor.

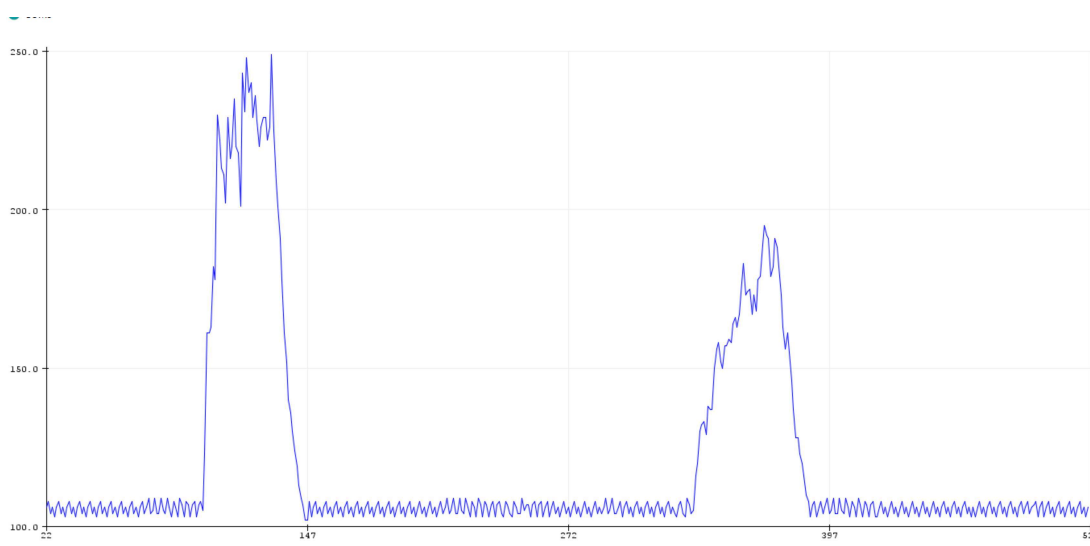
Com a definição do local de fixação dos eletrodos e as amplitudes de onda de cada movimento realizado, foi constituído um vetor através do *Software Excel* que representa o sinal obtido em laboratório, visto na Figura 6.8. Após isso, o vetor foi colocado em um código do microcontrolador para realizar o teste nos motores, na Figura 6.9, é visto a imagem do *Plotter Serial* no *Software Arduino*

Figura 6.8 – Vetor das amplitudes de onda no Software Excel.



Fonte: Autoria própria.

Figura 6.9 – Vetor no código do microcontrolador.



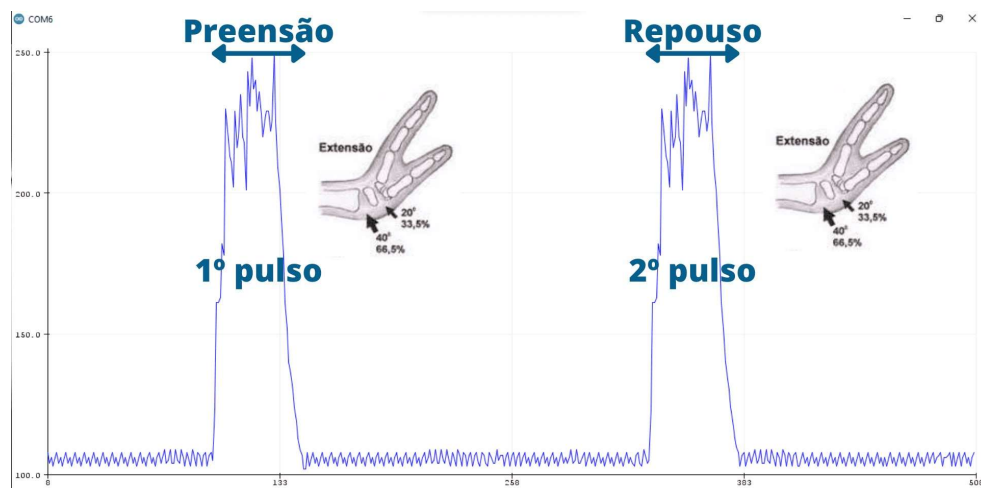
Fonte: Autoria própria.

Com a diferenciação entre as ondas concluída, foi iniciada a etapa de coordenação dos motores para realização dos movimentos. Porém, um problema encontrado

inicialmente é que o usuário não consegue manter a contração do músculo por muito tempo, o sensor consegue detectar somente um pulso, ou seja, a opção de realizar o movimento enquanto houvesse a contração muscular tornaria a utilização da prótese muito desgastante ao usuário.

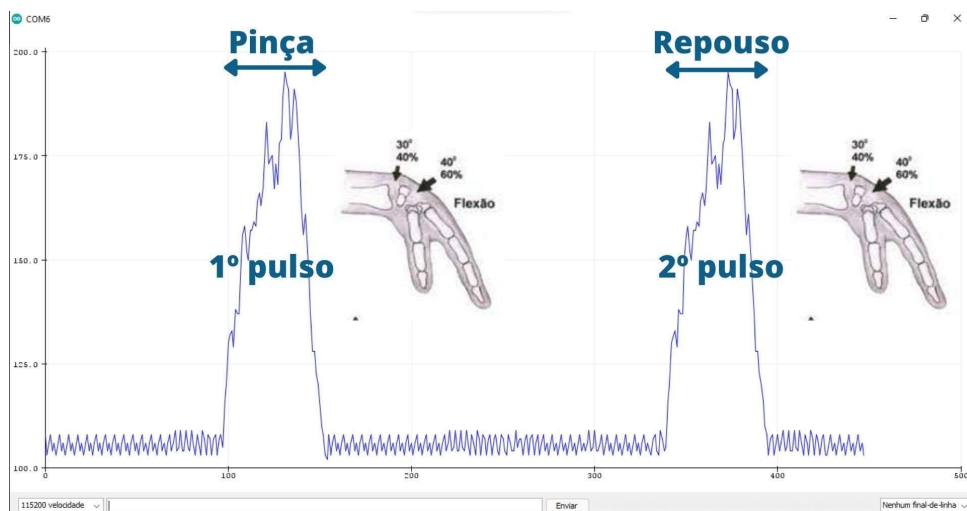
A solução para esse problema foi realizar o movimento no momento em que o utilizador efetua o primeiro pulso e só desfazer o movimento após um novo pulso, como observado em *Prótese Mioelétrica (2022a)*. Nas Figuras 6.10 e 6.11, pode-se compreender com mais clareza esse sistema de pulsos. Na primeira figura, trata-se do movimento de preensão palmar, seguida pela figura do movimento da pinça tridigital.

Figura 6.10 – Pulsos para o movimento da preensão palmar.



Fonte: Autoria própria.

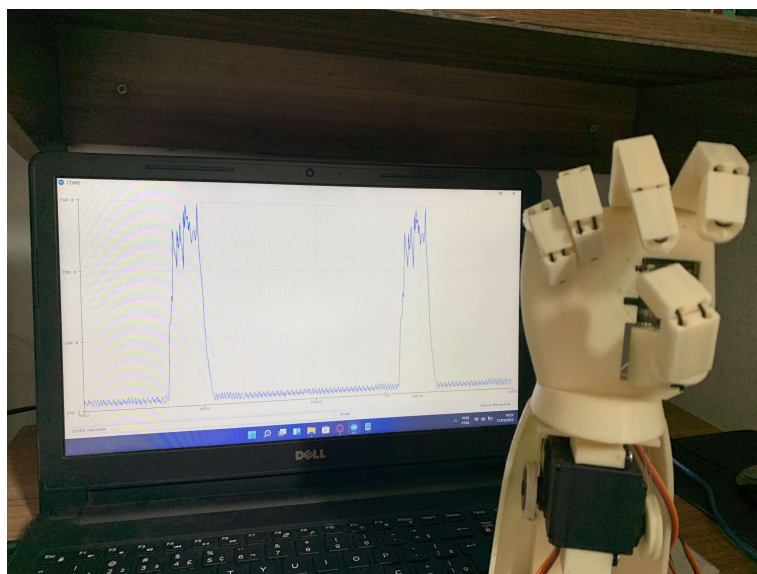
Figura 6.11 – Pulsos para o movimento da pinça trípode.



Fonte: Autoria própria.

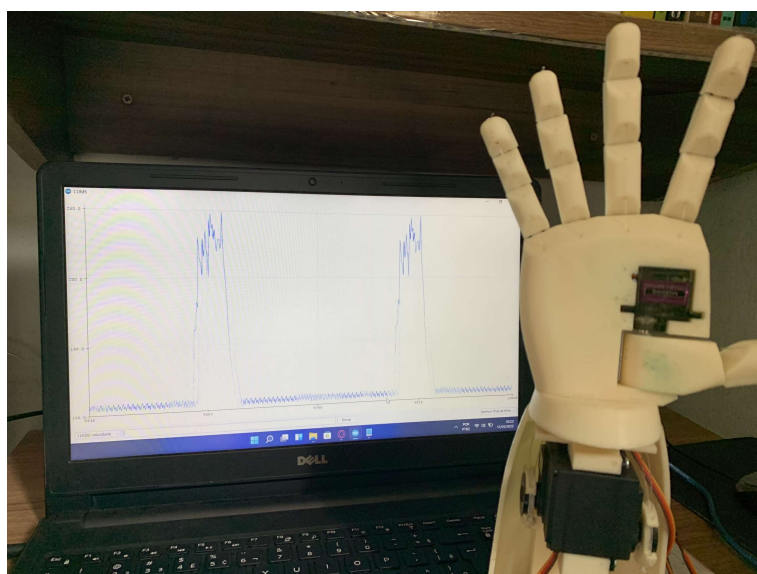
A partir da escolha do modo de utilização da prótese, passa-se para a coordenação dos motores em cada movimento realizado. Caso o usuário emita o movimento de extensão do punho, o microcontrolador consegue diferenciar do movimento de flexão através da amplitude do sinal emitido e a prótese efetua os movimentos mostrados nas Figuras 6.12 e 6.13. Caso executar o movimento de flexão do punho, a prótese realiza os movimentos observados nas Figuras 6.14 e 6.15.

Figura 6.12 – Após o primeiro pulso do movimento de extensão do punho.



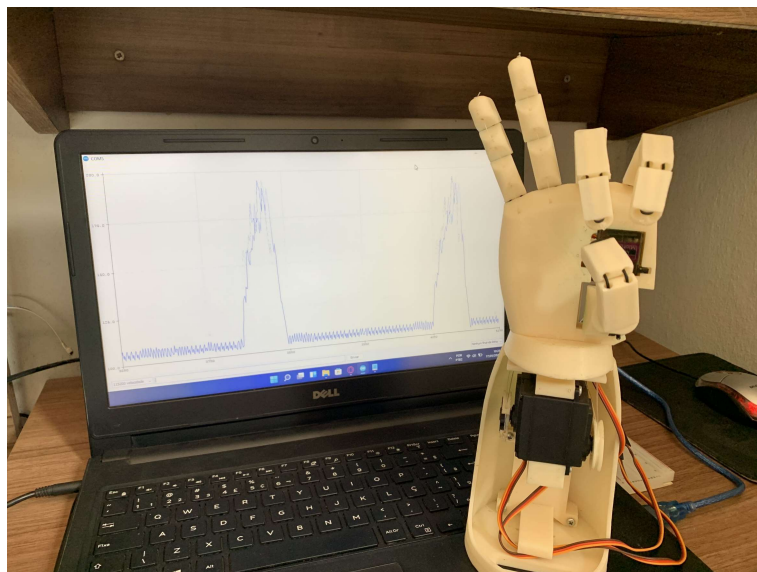
Fonte: Autoria própria.

Figura 6.13 – Após o segundo pulso do movimento de extensão do punho.



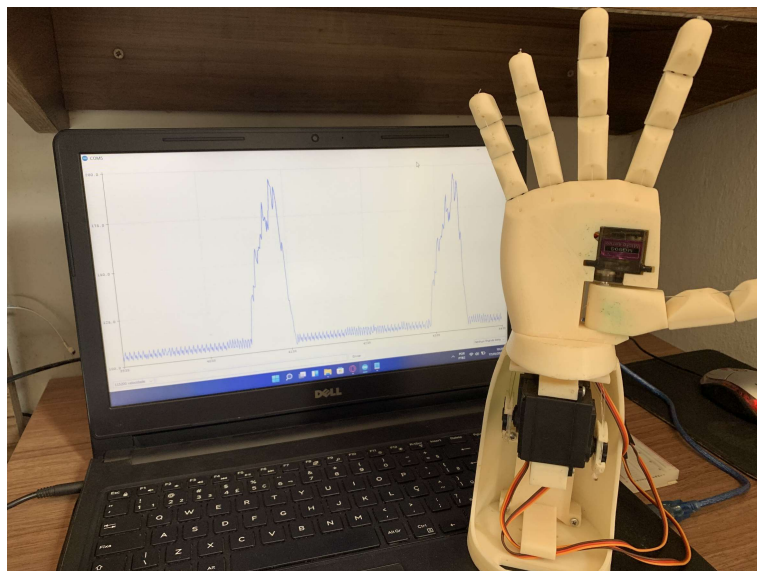
Fonte: Autoria própria.

Figura 6.14 – Após o primeiro pulso do movimento de flexão do punho.



Fonte: Autoria própria.

Figura 6.15 – Após o segundo pulso do movimento de flexão do punho.

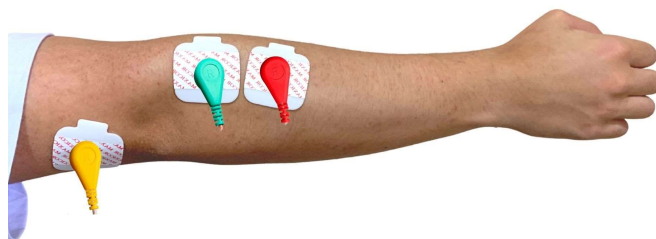


Fonte: Autoria própria.

Baseado nas definições de funcionamento do código, foi iniciado o processo de controle da prótese através de contrações musculares. Fixando os terminais do sensor através de cores, de acordo com a Figura 6.16. As amplitudes de cada movimento na porta analógica do microcontrolador podem ser vistas na Figura 6.17. Com isso, foi desenvolvido o código de controle dos motores através das contrações musculares do

usuário, que pode ser analisado em Prótese Mioelétrica (2022c) e o código de controle encontra-se no Apêndice B.

Figura 6.16 – Terminais do sensor nos eletrodos.



Fonte: Autoria própria.

Figura 6.17 – Aquisições no microcontrolador.

Repouso	Flexão	Extensão
82	227	435
82	227	446
82	225	458
82	225	476
81	224	493
82	223	505
81	224	513
80	225	517
80	226	516
80	224	512
80	224	509
80	224	505
80	221	501
79	221	498
78	220	495

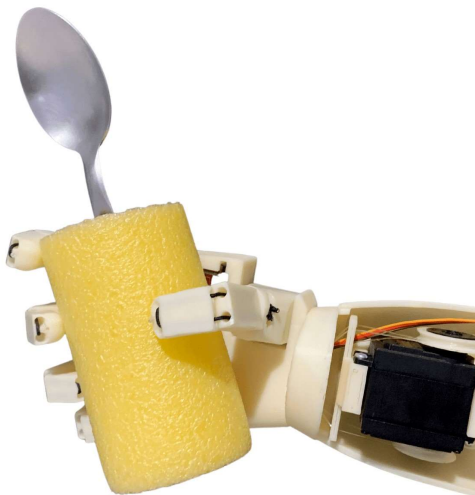
Fonte: Autoria própria.

Após o processo de controle da prótese ser concluído, foram realizados alguns testes do funcionamento da prótese. Com objetivo de testar como seria a performance da prótese como mão de apoio em atividades cotidianas.

Na Figura 6.18, é possível analisar a atuação da prótese ao segurar uma colher com auxílio de um engrossador de cabos, objeto que também pode ser utilizado no

manuseio de garfos, facas, escova de dentes, escova de cabelo, entre outras atividades comuns realizadas pela mão de apoio.

Figura 6.18 – Resultado com o engrossador de cabos.



Fonte: Autoria própria.

Nos tempos atuais, o telefone celular é um objeto cada vez mais presente no nosso cotidiano. Frente a essa atividade, uma prótese atuaria para segurar enquanto a mão dominante utiliza o aparelho. Na Figura 6.19, é possível observar o resultado da prótese ao segurar um aparelho celular.

Figura 6.19 – Resultado com telefone celular.



Fonte: Autoria própria.

Outra atividade cotidiana que necessita da mão de apoio é o ato de segurar um copo, com uma prótese leve e porosa, é possível que parte da pressão distal seja sentida pelo coto, fazendo com que o usuário consiga diferenciar um copo cheio de um copo vazio. Resultado pode ser visto na Figura 6.20.

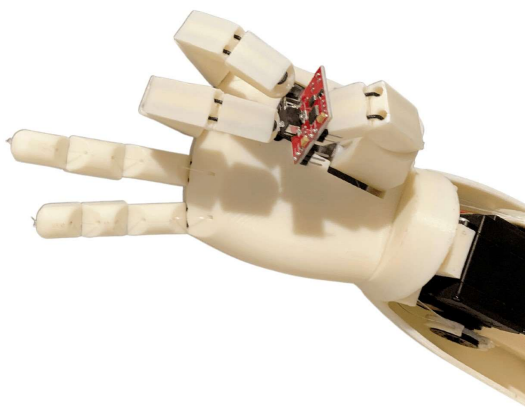
Figura 6.20 – Resultado com copo.



Fonte: Autoria própria.

Existem muitas atividades que necessitam de movimentos com objetos que são muito pequenos para prensão cilíndrica, como analisado na Figura 6.21.

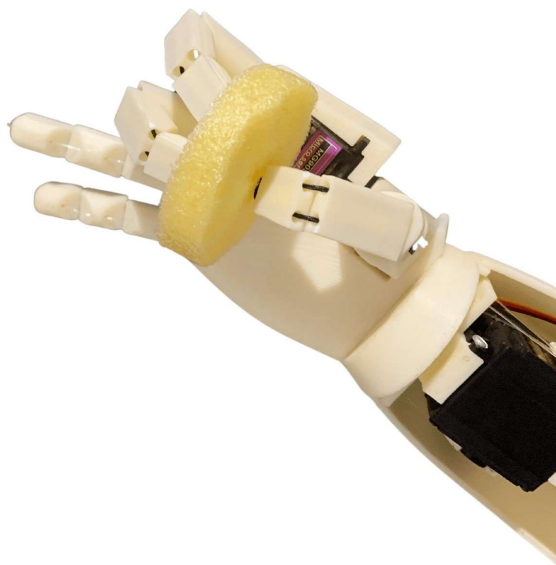
Figura 6.21 – Pinça trípode segurando objeto pequeno.



Fonte: Autoria própria.

Apesar de ser considerado um movimento fino, a pinça trípode pode ser utilizada em certos trabalhos industriais e locais onde necessitam de uma postura diferente. Para isso foram realizados testes em objetos médios (Figura 6.22) e objetos grandes (Figura 6.23) utilizando a pinça tridigital para segurá-los.

Figura 6.22 – Pinça trípode segurando objeto médio.



Fonte: Autoria própria.

Figura 6.23 – Pinça trípode segurando objeto grande.



Fonte: Autoria própria.

Outra característica importante a ser considerada em próteses mioelétricas é o peso. Como mostrado na Seção 4.2.5, a prótese deve ser uma ferramenta ágil e leve, para diminuir a taxa de abandono. A prótese mioelétrica desenvolvida no presente trabalho possui o peso de 450g, valor bem inferior ao peso de 1,2 kg a 1,5 kg das próteses mioelétricas comerciais, apontadas pelos profissionais que participaram da pesquisa.

6.3 CONSTRUÇÃO DA PLATAFORMA DE ARQUIVOS

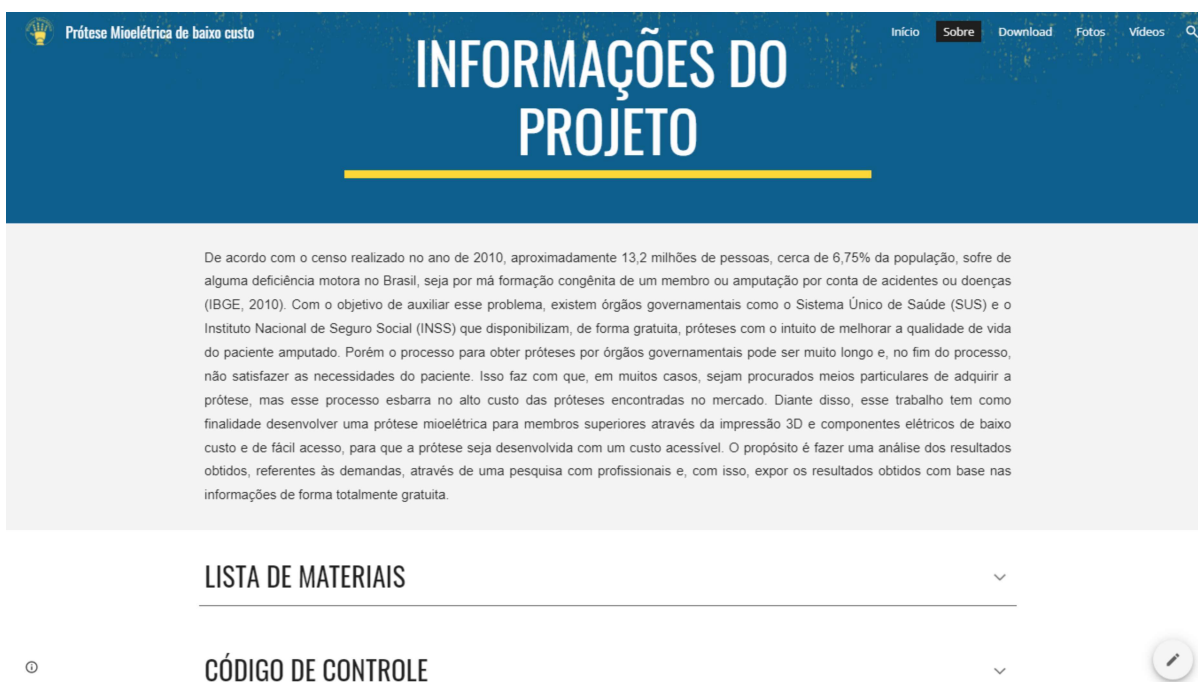
Após as definições em relação ao construtor, domínio e serviço de hospedagem, foi construído o *site*, a plataforma conta com arquivos, listas de materiais, além de uma descrição detalhada para a construção de uma prótese mioelétrica de baixo custo para amputações transradiais, disponível em Prótese Mioelétrica (2022b).

Na primeira página da plataforma tem-se acesso ao vídeo de apresentação do projeto, visto na Figura 6.24. A segunda aba, Figura 6.25, contém algumas informações referentes ao trabalho, lista de materiais e código de controle. Em seguida, na página de *downloads* (Figura 6.26), tem-se acesso a todos os arquivos para a impressão da prótese. Na aba fotos possui imagens da estrutura mecânica da prótese juntamente com os resultados em objetos do cotidiano (Figura 6.27). Por fim, a última página possui os vídeos desenvolvidos durante o trabalho, visto na Figura 6.28.

Figura 6.24 – Página inicial da plataforma.



Figura 6.25 – Página sobre o projeto.



Prótese Mioelétrica de baixo custo

Início Sobre Download Fotos Vídeos

INFORMAÇÕES DO PROJETO

De acordo com o censo realizado no ano de 2010, aproximadamente 13,2 milhões de pessoas, cerca de 6,75% da população, sofre de alguma deficiência motora no Brasil, seja por má formação congênita de um membro ou amputação por conta de acidentes ou doenças (IBGE, 2010). Com o objetivo de auxiliar esse problema, existem órgãos governamentais como o Sistema Único de Saúde (SUS) e o Instituto Nacional de Seguro Social (INSS) que disponibilizam, de forma gratuita, próteses com o intuito de melhorar a qualidade de vida do paciente amputado. Porém o processo para obter próteses por órgãos governamentais pode ser muito longo e, no fim do processo, não satisfazer as necessidades do paciente. Isso faz com que, em muitos casos, sejam procurados meios particulares de adquirir a prótese, mas esse processo esbarra no alto custo das próteses encontradas no mercado. Diante disso, esse trabalho tem como finalidade desenvolver uma prótese mioelétrica para membros superiores através da impressão 3D e componentes elétricos de baixo custo e de fácil acesso, para que a prótese seja desenvolvida com um custo acessível. O propósito é fazer uma análise dos resultados obtidos, referentes às demandas, através de uma pesquisa com profissionais e, com isso, expor os resultados obtidos com base nas informações de forma totalmente gratuita.

LISTA DE MATERIAIS

CÓDIGO DE CONTROLE

Fonte: Prótese Mioelétrica (2022b)

Figura 6.26 – Página de downloads dos arquivos.



Prótese Mioelétrica de baixo custo

Início Sobre Download Fotos Vídeos

DOWNLOAD

ANTEBRAÇO

Download

DEDOS

Download

PALMA DA MÃO

Download

Fonte: Prótese Mioelétrica (2022b)

Figura 6.27 – Página de fotos da prótese.



Fonte: Prótese Mioelétrica (2022b)

Figura 6.28 – Página de vídeos.



Fonte: Prótese Mioelétrica (2022b)

7 CONCLUSÃO

Uma prótese de membro superior pode fazer uma grande diferença na vida pessoal, profissional e na autoestima de pessoas amputadas, porém os valores encontrados no mercado não condizem com a realidade financeira de boa parte da população que necessita essa tecnologia. Visando isso, foi proposto o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de baixo custo e totalmente acessível, com o intuito de incluir pessoas de baixa renda às tecnologias assistivas.

Com isso, foi realizada uma consulta com os profissionais de ortopedia, traumatologia e terapia da mão advindo em ótimos resultados, em que foram definidas demandas extremamente pertinentes que conduziram os objetivos do presente trabalho. Dentre essas demandas foram levantadas características gerais e estruturais da prótese, como nível da amputação, faixa etária do público alvo, ângulo de extensão do punho, movimentos realizados e área da prótese destinada ao coto.

Definidos os objetivos, a próxima etapa foi atuar frente as três grandes partes do trabalho, isso é, estrutura mecânica, estrutura elétrica e a plataforma para disponibilização dos arquivos. Quanto a estrutura mecânica, foi realizada a escolha e alterações de um modelo *open source* que suprisse as demandas apontadas pelos profissionais abordados. Após isso, foi realizada a impressão e montagem da estrutura, buscando robustez e leveza.

Referente a outra frente de atuação do trabalho, foi realizado um circuito que capta e trata os sinais obtidos através de contrações musculares utilizando apenas um sensor EMG. A proposta inicial seria utilizar dois sensores para fazer o condicionamento do sinal, ou seja, dois pares de eletrodos, alocados para captar a flexão e extensão do punho. Porém, com os resultados obtidos no estudo, foi analisado que seria possível realizar a diferenciação dos movimentos propostos com apenas um par de eletrodo, através do código do microcontrolador. Essa alteração, tornou o circuito mais barato e eficiente, com menos componentes para possíveis problemas.

Após a conclusão dessas duas etapas, foram realizados testes do funcionamento da prótese. Atividades cotidianas como segurar talheres, escovas, copos e telefones celulares foram executadas utilizando a preensão palmar e, utilizando a pinça trípole, foram realizados experimentos segurando objetos pequenos, médios e grandes. A prótese apresentou uma firmeza satisfatória ao segurar os objetos. Sendo assim, ambos os movimentos atenderam as necessidades de uma mão de apoio levantadas pelos profissionais da área de saúde.

Com todos os resultados adquiridos, foi iniciada, através de uma ferramenta totalmente gratuita chamada *Google Sites*, a divulgação dos resultados encontrados no estudo. A plataforma possui informações do projeto, lista de materiais utilizados, có-

digo de controle, arquivos de impressão para *download*, imagens e vídeos explicativos da construção e utilização da prótese.

O valor de obtenção de todos os materiais utilizados gira em torno de R\$ 600,00, custo extremamente baixo comparado com as próteses encontradas no mercado atualmente. Cabe ainda salientar que as contribuições feitas no decorrer do estudo tornaram a prótese mais robusta, sinal mais confiável e maior reprodutividade referente a trabalhos predecessores. Portanto, pode-se afirmar que os objetivos gerais e específicos de desenvolvimento do trabalho foram concluídos de forma satisfatória.

7.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Ponderando os resultados adquiridos no presente trabalho, há a possibilidade de melhorias através de trabalhos futuros.

O aprimoramento do produto desenvolvido pode ocorrer fundamentado na avaliação e desenvolvimento de um sistema de alimentação mais apropriado, além disso na elaboração de uma placa de circuito impresso englobando sensor EMG, reguladores de tensão, alimentação e controle, buscando fácil reprodução. Outra melhoria seria através da elaboração de um algoritmo que se adapte a todos os seres humanos de acordo com de potência muscular.

Ademais, outras possíveis melhorias seriam mediante a análise da resistência da estrutura mecânica, instalação de material emborrachado na superfície palmar da prótese para maior aderência aos objetos e testes realizados em pessoas amputadas para maior confiabilidade no sistema.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3DLAB. *24 sites para baixar modelos grátis para impressão 3D*. 2021. Acesso em 28 jun. 2021. Disponível em: <<https://3dlab.com.br/24-sites-para-baixar-modelos/>>.

Advancer Technologies. **Muscle Sensor v3**. 2012. Acessado em 07 jul 2021. Disponível em: <<http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>>.

All About Circuits. **EMG signal to .wav**. 2015. Acessado em 10 jul 2021. Disponível em: <<https://forum.allaboutcircuits.com/threads/emg-signal-to-wav.117337/>>.

ARDUINO. **ARDUINO NANO**. 2021. Acessado em 07 jul 2021. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>>.

BARROSO, P. N. **Nova órtese de extensão de punho e abdução de polegar para crianças com paralisia cerebral: avaliação de suas contribuições para o incremento da funcionalidade manual**. 2010. 145 f. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

BEURSKENS, R.; WILKEN, J. M.; DINGWELL, J. B. Dynamic stability of individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 7, p. 1675–1681, 2014.

BIONICENTER. **Diabetes**:: Uma das principais causas de amputação no Brasil. 2020. Acessado em 21 jun 2021. Disponível em: <<https://bionicenter.com.br/diabetes-uma-das-principais-causas-de-amputacao-no-brasil/>>.

Bitfab. **PLA vs ABS. A comparação definitiva 2020**. 2020. Acessado em 28 jun 2021. Disponível em: <<https://bitfab.io/pt-pt/blog/pla-vs-abs/>>.

BRASIL. **LEI N° 8.213, DE 24 DE JULHO DE 1991**: Dispõe sobre os planos de benefícios da previdência social e dá outras providências. Brasília: [s.n.], 1991. Acessado em 21 jun 2021. Disponível em: <<https://www2.camara.leg.br/legin/fed/lei/1991/lei-8213-24-julho-1991-363650-publicacaooriginal-1-pl.html#:~:text=Art.,daqueles%20de%20quem%20dependiam%20economicamente.>>

_____. **Ministério da Saúde**: Diretrizes de atenção à pessoa amputada. 2013. Acessado em 20 jun 2021. Disponível em: <https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf>.

_____. **Ministério da Saúde**: Instituto nacional de traumatologia e ortopedia. 2016. Acessado em 20 jun 2021. Disponível em: <<https://www.into.saude.gov.br/folhetos-e-cartilhas-para-o-paciente/cartilhas/354-centro-de-amputados-orientacao-a-pacientes-membro-superior>>.

_____. **Ministério da Saúde**: Sus oferece gratuitamente órteses e próteses sob medida. 2020. Acessado em 21 jun 2021. Disponível em: <<https://www.gov.br/saude/pt-br/assuntos/noticias/sus-oferece-gratuitamente-orteses-e-proteses-sob-medida>>.

_____. **Ministério da Saúde:** Banco de dados do sus - datasus. 2021. Acessado em 20 jun 2021. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qiuf.def>>.

CALADO, A.; SOARES, F.; MATOS, D. A review on commercially available anthropomorphic myoelectric prosthetic hands, pattern-recognition-based microcontrollers and semg sensors used for prosthetic control. p. 1–6, 2019.

Casa Ortopédica. **Mão biônica - Bebionic - Ottobock.** 2021. Acessado em 21 jun 2021. Disponível em: <<https://www.casaortopedicarj.com.br/mao-bionica-bebionic-ottobock/protese-detahes/3>>.

COSTA, R. M. **Adaptação do usuário de próteses mioelétricas: implicações na aprendizagem dos movimentos da mão.** 2017. 132 f. Tese (Doutorado em Biotecnologia) — Universidade Federal do Espírito Santo, Espírito Santo, 2017.

DIAS, J. A. et al. **Força de prensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida.** 2009. 8 f. Monografia (Artigo de revisão) — Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2009.

Enabling The Future. 2021. Acessado em 17 jun 2021. Disponível em: <<http://enablingthefuture.org>>.

ESPRESSIF. **ESP32.** 2021. Acessado em 07 jul 2021. Disponível em: <<https://www.esspressif.com/en/products/socs/esp32>>.

Exiii. **HACKberry.** 2015. Acessado em 17 jun 2021. Disponível em: <<http://exiii-hackberry.com>>.

FARIAS, S. H. **Estudo dos trabalhadores vítimas de acidente de trabalho grave participantes do Programa de Reabilitação Profissional do Instituto Nacional de Seguridade Social de Campinas, usuários de órtese e prótese.** 2013. 85 f. Dissertação (Mestrado em Saúde Coletiva) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2013.

FERRAO, J. P. dos S. **Prótese transradial com servomotores.** 2020. 182 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletromecânica) — Universidade Beira Interior, Covilhã, 2020.

FERREIRA, A. C. de C. et al. Força de prensão palmar e pinças em indivíduos sadios entre 6 e 19 anos. **Acta Ortop Bras. [online]**, v. 1, p. 5, 2011.

FERREIRA, T. L. **ELABORAÇÃO DE QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DAS MÃOS NAS LESÕES DE NERVOS PERIFÉRICOS.** 2006. 106 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) — UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, Brasília, 2006.

GALVAO, C. **Terapia Ocupacional:** Fundamentação e prática. [S.l.]: Grupo GEN, 2007.

Google Sites. **Sites do Google.** 2021. Acessado em 02 jul 2021. Disponível em: <<https://sites.google.com/new>>.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; DERRICK, T. R. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 4. ed. Barueri - SP: Editora Manole, 2016.

HUBS. **PLA vs. ABS: What's the difference?** 2019. Acessado em 28 jun 2021. Disponível em: <<https://www.hubs.com/knowledge-base/pla-vs-abs-whats-difference/>>.

HUNTER, J. M. **Rehabilitation of the Hand Surgery and Therapy**. 4th edition. ed. [S.l.]: Mosby-Year Book, 1995.

IBGE. **INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA**: Censo brasileiro de 2010. Rio de Janeiro: [s.n.], 2010. Disponível em: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/94/cd_2010_religiao_deficiencia.pdf>.

Impressão 3D Portugal. 2021. Acessado em 06 jun 2021. Disponível em: <<https://impressao3dportugal.pt>>.

IMRHAN, S. N. The influence of wrist position on different types of pinch strength, applied ergonomics. **Applied Ergonomics**, v. 22, n. 6, p. 379–384, 1991.

INMOOV. **Open Source 3D Printed Life-Size Robot**. 2021. Acessado em 25 jun 2021. Disponível em: <<http://inmoov.fr>>.

JOHNSON, L. et al. Upper limb sensation in children with congenital limb deficiencies: Implications for function and prosthetic use. **British Journal of Occupational Therapy**, v. 65, n. 7, p. 327–334, 2002.

LUCCIA, N. D.; SILVA, E. S. da. Aspectos técnicos das amputações dos membros inferiores. **Guanabara Koogan**, Rio de Janeiro, 2003.

MALTA, J. et al. Eletromiografia aplicada aos músculos da mastigação. **ACTA ORTOP BRAS**, v. 2, n. 14, p. 106–107, 2006.

MAO3D. **Projeto de Extensão Mao3D**. UNIFESP, 2020. Acesso em 15 jun. 2021. Disponível em: <<https://www.mao3d.com.br>>.

MARTIO, V. H. **PRÓTESE DE MÃO E PUNHO CONTROLADA POR SINAIS MIOELÉTRICOS**. 2017. 64 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de curso) — Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, 2017.

MORENO, A. L. T. M. **ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE MÃO MIOELÉTRICA**. 2021. 103 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de curso) — Universidade Federal de Santa Maria, Cachoeira do Sul, 2021. Disponível em: <<https://repositorio.ufsm.br/handle/1/22127>>.

MyBestWeb. **Wix vs Wordpress vs Google sites - Website Builder Comparison In Brief**. 2021. Acessado em 29 jun 2021. Disponível em: <<https://www.mybestwebsitebuilder.com/compare-wix-vs-wordpress-vs-google-sites>>.

NADER, M.; BLOHMKE, F. **Compêndio Otto Bock**: Próteses para membros superiores. São Paulo: Lemos Editorial e Gráficos, 1994.

NAKAMOTO, J. **As mãos do Homúnculo de Penfield**. 2017. Acessado em 06 jun 2021. Disponível em: <<https://www.joaonakamoto.com.br/single-post/2018/05/07/as-maos-do-homunculo-de-penfield>>.

NASCIMENTO, M. M. et al. Força de pinça trípole e destreza manual em pacientes portadores de esclerose múltipla forma remitente-recorrente. **Fisioterapia Brasil**, v. 14, n. 4, p. 1–6, 2013.

Orto-San. **Próteses Estéticas e/ou Cosméticas Sob Medida**. 2021. Acessado em 17 jun 2021. Disponível em: <<https://www.ortosan.com.br/produtos/proteses-esteticas-e-ou-cosmeticas-sob-medida/19>>.

Prótese Mioelétrica. **Movimentos Realizados - Prótese Mioelétrica**. YouTube, 2022. Acessado em 18 jan 2022. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=vClkzM29biw>>.

_____. **Prótese Mioelétrica de baixo custo**. 2022. Acessado em 18 jan 2022. Disponível em: <<https://sites.google.com/view/protesemioelettrica/>>.

_____. **Realização dos Movimentos e Teste - Prótese Mioelétrica**. YouTube, 2022. Acessado em 30 jan 2022. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=j5ukIU9rvJU>>.

RASPBERRY. **RASPBERRY PI PICO**. 2021. Acessado em 07 jul 2021. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-pico/>>.

RAZZA, B. M.; PASCHOARELLI, L. C. Avaliação de forças de preensão digital: parâmetros para o design ergonômico de produtos. In: UNESP (Ed.). **Design e ergonomia: aspectos tecnológicos [online]**. São Paulo: SciELO Books, 2009. cap. 4, p. 73–93.

SILVA, J. R. A. da. **Avaliação e Certificação de Dispositivos Protéticos e Ortéticos para Membro Inferior**. 2014. 47 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) — FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO, Porto, 2014.

SOUSA, V. R. de; SOUZA, M. A. da Silva e; ROMERO, J. F. A. Circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos. **12º Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA**, p. 16–19, 2006.

SUNDFELD, L. et al. **ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE MÃO HUMANA ROBÓTICA DE BAIXO CUSTO PARA CRIANÇAS**. 2006. 4 f. Monografia (Artigo de revisão) — Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2006.

São José Ortopédicos. **Amputações de braço**. 2021. Acessado em 17 jun 2021. Disponível em: <<http://saojoseortopedicos.com.br/produtos/protese/amputacoes-de-braco/>>.

The Somatic Movement. **How your Brain sees your Body**. 2020. Acessado em 06 jun 2021. Disponível em: <<https://thesomaticmovement.wordpress.com/2020/09/25/how-your-brain-sees-your-body/>>.

THINGIVERSE. **Robotic Prosthetic Hand**. 2016. Acesso em 28 jun. 2021. Disponível em: <<https://www.thingiverse.com/thing:1691704>>.

_____. **Humanoid Robotic Hand**. 2017. Acesso em 28 jun. 2021. Disponível em: <<https://www.thingiverse.com/thing:2269115>>.

_____. **Reborn Hand**. 2017. Acesso em 28 jun. 2021. Disponível em: <<https://www.thingiverse.com/thing:2217431>>.

_____. **MakerBot**. 2021. Acesso em 28 jun. 2021. Disponível em: <<https://www.thingiverse.com>>.

TowerPro. **MG90S digital servo**. 2021. Acessado em 07 jul 2021. Disponível em: <<https://www.towerpro.com.tw/product/mg90s-3/>>.

_____. **MG995**. 2021. Acessado em 07 jul 2021. Disponível em: <<https://www.towerpro.com.tw/product/mg995/>>.

TSUKUDA, M. P. et al. **Trombose e Covid-19: Entenda tudo sobre essa relação**. 2021. Acessado em 20 jun 2021. Disponível em: <<https://coronavirus.saude.mg.gov.br/blog/151-trombose-e-covid#:~:text=A%20trombose%20acomete%20cerca%20de,mecanismo%20ainda%20n%C3%A3o%20totalmente%20conhecido.>>

Walmart. **Universal Built-Up Handle**. 2021. Acessado em 06 jun 2021. Disponível em: <<https://www.walmart.com/ip/Universal-Built-Up-Handle-4/187383324?wmlspartner=wlpa&selectedSellerId=0>>.

APÊNDICE A – RESPOSTAS DA PESQUISA

Carimbo de data/hora	20/05/2021 09:54	20/05/2021 22:53	20/05/2021 23:43
Instituição:	Universidade de Passo Fundo	Universidade Anhembi Morumbi	Unifesp
1. Você já teve contato com próteses para membros superiores?	Sim	Sim	Sim
2. Em sua instituição, existem projetos referentes a próteses atualmente?	Não	Não	Sim
3. Quais projetos? (Caso tenha)	-	-	Mao3d
4. Você gostaria que existissem mais projetos de próteses em sua instituição? Justifique sua resposta.	Sim, acredito que seria extremamente válido para que os acadêmicos possam ter mais contato	Claro, isso seria incrível pois poderíamos tentar promover próteses de baixo custo para a população de baixa renda	Acho o projeto q existe ótimo, poderia ter mais incentivo
5. Qual seria o público alvo (idade) que você acredita que tenha mais necessidade de uma prótese?	Público jovem/adulto	Entre 15-60 anos	Infantil, Infanto-juvenil
6. Pra você, quais as principais necessidades de uma prótese para membros superiores?	Para a realização de atividades do cotidiano	Escrever, pegar objetos, dirigir e fazer as atividades básicas do dia a dia	Aceitação, mais do que motora
7. Na sua opinião, qual seriam os principais desafios para a realização desse projeto?	Os custos	Custo, insumo e o conhecimento sobre o assunto	Tornar viável e mais barato para mercado consumidor
8. Em uma escala de 1 a 10, qual seria sua nota para esse projeto?	10	10	9
9. Você tem alguma dica ou sugestão para a continuidade do nosso projeto?	-	Continuem em frente, parabéns pelo projeto incrível, vocês são um orgulho para o Brasil e para o mundo!! O mundo precisa de pessoas como vocês	Boa sorte!!

Carimbo de data/hora	21/05/2021 09:10	24/05/2021 19:57	25/05/2021 15:11
Instituição:	UNIFESP	UAM	-
1. Você já teve contato com próteses para membros superiores?	Sim	Não	Sim
2. Em sua instituição, existem projetos referentes a próteses atualmente?	Sim	Não	Não
3. Quais projetos? (Caso tenha)	Mao3d	-	-
4. Você gostaria que existissem mais projetos de próteses em sua instituição? Justifique sua resposta.	Sim, pois seria possível atender um maior número de pessoas ou até mesmo ter opções diferentes de próteses.	Sim, a fim de ajudar quem precisa.	Sim. Sempre importante que as próteses estejam mais acessíveis à população.
5. Qual seria o público alvo (idade) que você acredita que tenha mais necessidade de uma prótese?	Eu diria que as crianças tenham mais necessidade de uma prótese, pois se elas demorarem para ser protetizadas a rejeição pode ser grande depois quando forem ter uma. No entanto, uma prótese mioelétrica é uma tecnologia bastante desejada pelos adultos, já que os ajudariam bastante no dia a dia também.	Todos.	Adultos (18 a 60)
6. Pra você, quais as principais necessidades de uma prótese para membros superiores?	Fazer coisas do dia a dia, como segurar talheres, celular, pegar copos e garrafas.	Para necessidades básicas do dia a dia, até mesmo retornar a vida normal	Maior funcionalidade para os membros superiores.
7. Na sua opinião, qual seriam os principais desafios para a realização desse projeto?	Não consigo pensar em nenhum.	Financeira	Treino da prótese após a entrega para o paciente. Caso contrário, haverá muita desistência/desuso.
8. Em uma escala de 1 a 10, qual seria sua nota para esse projeto?	10	10	10
9. Você tem alguma dica ou sugestão para a continuidade do nosso projeto?	Apenas gostaria de parabenizar pelo projeto incrível.	Continue o projeto! Muito bom	-

Carimbo de data/hora	27/05/2021 20:37	27/05/2021 21:19	28/05/2021 12:21
1. Você já teve contato com próteses para membros superiores?	Sim	Sim	Sim
2. Em sua instituição, existem projetos referentes a próteses atualmente?	Não	Não	Não
3. Quais projetos? (Caso tenha)	-	-	-
4. Você gostaria que existissem mais projetos de próteses em sua instituição? Justifique sua resposta.	Com certeza, seria um ganho muito grande.	Sim	Com certeza
5. Qual seria o público alvo (idade) que você acredita que tenha mais necessidade de uma prótese?	Homem, adulto jovem, fase ativa de trabalho que é justamente por conta acidentes com máquinas e acidente de trânsito.	Crianças que nascem com deformidades congênitas da mão e pacientes que tem traumas mecânicos.	Eu trabalho mais com adultos.
6. Pra você, quais as principais necessidades de uma prótese para membros superiores?	A mão precisa ser efetiva, primeiramente para sobreviver, comer, se servir. Em segundo lugar, o paciente ter alguma função se ele for de escrita ou de auxílio para ele mexer em algum aparelho.	O que nos diferencia como humano é justamente o movimento de pinça, é o movimento mais importante que a gente tem,	A pinça para pegar objetos para ter sua independência no dia-dia e também envolver objetos cilíndricos. Alguns movimentos como pentear o cabelo, escovar os dentes talvez os pacientes não utilizem tanto por conta da troca de dominância, a prótese seria utilizada como um auxílio, acredito que somente a pinça e fechar a mão seriam necessários para que a prótese seja utilizada como auxílio
7. Na sua opinião, qual seriam os principais desafios para a realização desse projeto?	Ter o papel humano que vai aceitar, ter alguém que queira realmente fazer parte do projeto.	-	Realizar o movimento de tenodese, ou deixar ele travado com uma angulação que as pessoas possam pegar os objetos.
8. Em uma escala de 1 a 10, qual seria sua nota para esse projeto?	10	10	10
9. Você tem alguma dica ou sugestão para a continuidade do nosso projeto?	Procurar um terapeuta da mão para que atue com vocês nas indicações e para treinar o paciente para vocês.	O punho não funciona estendido, outra coisa é a direção do polegar que tem que estar bem em oposição para ter uma pinça boa.	Mudar a posição do polegar, pois neste plano que ele tá não é possível pegar objetos pequenos. Mas o ponto principal é o punho, não dá pra ser reto.

Carimbo de data/hora	28/05/2021 16:26	29/05/2021 15:36	30/05/2021 20:29
1. Você já teve contato com próteses para membros superiores?	Não	Sim	Sim
2. Em sua instituição, existem projetos referentes a próteses atualmente?	Não	Não	Sim
3. Quais projetos? (Caso tenha)	Aqui em Goiás, temos o CREER - Centro Estadual de Reabilitação e Readaptação Dr Henrique Santillo	-	Tinha um menino que estava fazendo uma prótese mioelétrica para seu mestrado aqui no hospital.
4. Você gostaria que existissem mais projetos de próteses em sua instituição? Justifique sua resposta.	Sim. Ação social importante	Claro, seria muito importante	Com certeza
5. Qual seria o público alvo (idade) que você acredita que tenha mais necessidade de uma prótese?	É um perfil de pacientes mais para hospitais públicos, porque um reimplante de um membro o médico gasta em torno de 12h	Aqui na região (Belém-Pará) a maioria das amputações são de dedos por conta da pesca e serrarias.	O público é misto
6. Pra você, quais as principais necessidades de uma prótese para membros superiores?	O movimento de pinça é o movimento mais forte da mão e a mão para ser funcional precisa ter um ângulo de extensão. Juntamente com o movimento de apreensão são os mais importante da prótese.	Um movimento interessante seria a flexão e extensão do punho porque o punho para ser funcional ele precisa ter extensão para fazer as necessidades básicas do dia-dia mas se não for possível criar o movimento poderia criar a prótese já fosse criada com uma leve extensão do punho.	A pinça trípole seria muito importante e outra coisa seria quando se abre a mão, os dedos partem de partem de origem diferentes e se consegue espalmar bem a mão porém quando se fecham todos se encontram, seria interessante ter uma obliquidade entre o segundo dedo e o quinto dedo, todos os dedos em relação ao polegar. Ele não vai comer nem escrever com aquela mão, não deveriam se preocupar com movimentos muito finos.
7. Na sua opinião, qual seriam os principais desafios para a realização desse projeto?	Os desafios é desenvolver uma prótese que faça os movimentos básicos, um pouco de extensão e a flexão se conseguir a flexão completa, segurar um smartphone, um copo ou um talher	Financeiro	O principal desafio que vocês vão ter é a questão do peso da prótese e estética
8. Em uma escala de 1 a 10, qual seria sua nota para esse projeto?	10	10	10
9. Você tem alguma dica ou sugestão para a continuidade do nosso projeto?	Movimento de estabilizar um celular,	-	Considerar o encaixe no coto ter uma grande área

APÊNDICE B – CÓDIGO DE CONTROLE

```
#include <Servo.h>
#define EMG_PIN A0
#define SERV01 13
#define SERV02 12
#define SERV03 11
Servo s1;
Servo s2;
Servo s3;
int valor;
int LEITURA = 0;
int CONTADOR1 = 0;
int CONTADOR2 = 0;
int ESTADO_ANTERIOR = 0;

void repouso(){
    s1.write(0);
    s2.write(0);
    s3.write(180);
}

void preensao(){
    s1.write(90);
    s2.write(180);
    s3.write(0);
}

void pinca(){
    s1.write(90);
    s2.write(180);
    s3.write(180);
}

void setup() {
    s1.attach(SERV01);
    s2.attach(SERV02);
    s3.attach(SERV03);
```



```
Serial.begin(115200);
delay(300);
}

void loop() {
  valor = analogRead(EMG_PIN);
  if (valor <= 200) {
    LEITURA = 0;
  }
  if (valor > 200 && valor <= 400) {
    LEITURA = 1;
  }

  if (valor > 400) {
    LEITURA = 2;
  }

  Serial.println(valor);

  if(LEITURA!=ESTADO_ANTERIOR)
  {
  if(LEITURA == 2)
  {
  CONTADOR1++;
  }
  if(LEITURA == 1)
  {
  CONTADOR2++;
  }
  }
  ESTADO_ANTERIOR = LEITURA;
  if(CONTADOR1 == 1 && CONTADOR2 == 1)
  {
  preensao();
  }

  if(CONTADOR1 == 0 && CONTADOR2 == 1)
  {
  pinca();
  }
```

```
}

if(CONTADOR2 == 0 && CONTADOR1 == 1)
{
preensao();
}
if(CONTADOR2 == 0 && CONTADOR1 == 0)
{
repouso();
}

if(CONTADOR1 == 2){
    CONTADOR1 = 0;
}

if(CONTADOR2 == 2){
    CONTADOR2 = 0;
}
}
```