

**UNIVERSIDADE DO VALE DO RIO DOS SINOS - UNISINOS  
UNIDADE ACADÊMICA DE GRADUAÇÃO  
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**RAFAEL ILHA FROEHLICH**

**PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE ACIONAMENTO,  
SENSORIAMENTO E MONITORAMENTO PARA PRÓTESE DE MÃO OPEN  
SOURCE**

**São Leopoldo  
2023**

RAFAEL ILHA FROEHLICH

**PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE ACIONAMENTO,  
SENSORIAMENTO E MONITORAMENTO PARA PRÓTESE DE MÃO OPEN  
SOURCE**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica, pelo Curso de Engenharia Elétrica da Universidade do Vale do Rio dos Sinos (UNISINOS).

Orientador(a): Prof. Dr. João Olegário de Oliveira de Souza

São Leopoldo

2023

“Dedicado a minha filha Julia que cada dia me motiva mais a seguir em frente e a meu pai Alberto que nos deixou ao final do TCC 1, mas creio que hoje nos observa e deve estar acompanhando de algum lugar especial.”

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente agradeço a minha esposa Gislaine, a qual mesmo com inúmeras dificuldades sempre esteve ao meu lado me apoiando em todos os momentos. A meu pai que durante toda sua vida me incentivou à gostar de tecnologia, matemática e língua inglesa, características que hoje percebo terem feito total diferença em minha vida. A minha mãe por sua força e dedicação em me incentivar a nunca desistir de qualquer sonho. A minha filha que desde 2021 mudou minha vida completamente quando veio ao mundo enxendo nosso lar de alegrias.

Agradeço aos meus ilustres colegas Paulo e Henrique que durante os últimos meses imprimiram diversas vezes peças em 3D para que eu pudesse dar seguimento ao meu projeto, sempre priorizando prazos além do esperado e fornecendo um suporte acima das expectativas.

Agradeço ao meu professor orientador João Olegário, que sempre manteve sua dedicação, pontualidade e assertividade acima do esperado durante o decorrer deste projeto.

E por último, mas obviamente não menos importante, agradeço a Deus, por estar presente em todos os momentos, nos dando força para continuar a caminhada, independente do momento ou situação.

## RESUMO

Com o avanço da tecnologia, percebemos uma evolução nos modelos de próteses de mãos/braços que o mercado possui nos dias de hoje, desde próteses com movimentos básicos até sistemas de aprendizagem de movimentos com inteligência artificial, motores e sensores de última geração. Mesmo considerando os modelos comerciais menos sofisticados, ainda assim os valores são bem elevados para o público em sua maioria. Este trabalho teve como objetivo desenvolver um sistema de controle de movimentos, sensoriamento e monitoramento para uma prótese *open source*. Partindo da prótese de mão *open source* escolhida, Tact Hand, a qual foi impressa em 3D, foram adaptados motores para o controle dos movimentos, um Raspberry Pi controla os motores e lê os dados dos sensores (de força e escorregamento) da prótese. Um supervisor monitora e controla os movimentos da prótese. O projeto se concretizou com resultados satisfatórios, onde os objetivos foram cumpridos. Os movimentos da prótese funcionaram, os sensores também e o supervisor foi capaz de controlar a prótese e mostrar os valores lidos dos sensores ao mesmo tempo. No entanto, movimentos que exijam muito torque podem danificar a prótese, devido à limitações de seu dimensionamento. Mesmo assim ela é capaz de movimentar qualquer dedo individualmente ou combinações entre eles, além de movimentos pré-definidos como pegada cilíndrica, pegada esférica ou ainda pinça com um ou dois dedos.

**Palavras-chave:** Prótese; sensores; Raspberry Pi; servomotores.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Prótese estética.....	12
Figura 2 – Prótese ativa .....	13
Figura 3 – Prótese Mioelétrica.....	14
Figura 4 – Prótese Híbrida .....	14
Figura 5 – Prótese Atom Touch (protótipo 3D).....	15
Figura 6 – Prótese i-Limb® Ultra titanium.....	16
Figura 7 – Bebionic Hand.....	17
Figura 8 – Prosthetic Hand.....	18
Figura 9 – Hand InMoov.....	19
Figura 10 – Prótese e-NABLE .....	20
Figura 11 – Prótese TACT Original .....	21
Figura 12 – Arduino UNO R3 .....	22
Figura 13 – Raspberry Pi 4.....	23
Figura 14 – Servomotor DC.....	23
Figura 15 – Servomotor Tower Pro SG90 .....	24
Figura 16 – PCA9685.....	25
Figura 17 – Sensor de força RFP + Placa de Interface .....	25
Figura 18 – Sensor LDT0-028K + Placa de Interface.....	27
Figura 19 – Módulo Conversor A/D ADS1115.....	28
Figura 20 – Diagrama de funcionamento do sistema .....	29
Figura 21 – Prótese do Projeto impressa 30% maior .....	30
Figura 22 – Prótese usada e em funcionamento.....	31
Figura 23 – Projeto montado e esquema elétrico .....	32
Figura 24 – Diagrama do projeto.....	35
Figura 25 – Peças impressas para o projeto .....	36
Figura 26 – Posicionamento dos motores da palma .....	38
Figura 27 – Polegar montado .....	39
Figura 28 – Teste dos Servomotores .....	40
Figura 29 – Teste Sensor de Força.....	42
Figura 30 – Gráfico de teste do Sensor de Força do dedo Indicador .....	43
Figura 31 – Gráfico de teste do Sensor de Força do dedo Médio .....	43
Figura 32 – Teste Sensor de Escorregamento.....	44

Figura 33 – Gráfico de teste do Sensor de Escorregamento .....	45
Figura 34 – Supervisório de controle da prótese, versão inicial .....	48
Figura 35 – Supervisório da prótese, adição dos sensores.....	49
Figura 36 – Supervisório, versão final .....	50
Figura 37 – Projeto completo e montagem final .....	51
Figura 38 – Conexões da <i>protoboard</i> .....	51
Figura 39 – Conversor A/D posicionado na base .....	52
Figura 40 – Prótese e nomes de cada peça.....	62
Figura 41 – Módulo conversor A/D I2C ADS1115 16 bit .....	63
Figura 42 – Placa de Interface Sensor de Escorregamento .....	64
Figura 43 – Placa de Interface Sensor de Força .....	65

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Marcas de próteses de mão e preços .....	10
Tabela 2 – Peças modificadas .....	37
Tabela 3 – Ângulos de trabalho do motor de cada dedo .....	41
Tabela 4 – Movimentos da Prótese e características .....	46
Tabela 5 – Movimentos da Prótese e características (continuação) .....	47
Tabela 6 – Teste dos dedos com repetibilidade .....	53
Tabela 7 – Teste dos sensores de força (diferentes objetos).....	53
Tabela 8 – Teste do sensor de Escorregamento.....	54
Tabela 9 – Materiais do projeto e preços de cada item .....	66

## LISTA DE SIGLAS

CEI	Comunidade dos Estados Independentes
DoF	<i>Degrees of Freedom</i> (Graus de Liberdade)
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i> (Entrada/ Saída de uso Geral)
GUI	<i>Graphic User Interface</i> (Interface Gráfica do Usuário)
HDMI	<i>High-Definition Multimedia Interface</i> (Interface Multimídia de Alta-Definição)
I <sup>2</sup> C	<i>Inter-Integrated Circuit</i> (Circuito Inter-Integrado)
IDE	<i>Integrated Development Environment</i> (Ambiente de Desenvolvimento Integrado)
MATLAB	<i>Matrix Laboratory</i> (Laboratório de Matriz)
PCA	<i>Printed Circuit Assembly</i> (Circuito Impresso e Montado)
PCB	<i>Printed Circuit Board</i> (Placa de Circuito Impresso)
PE	Piezoelétrico
PVDF	<i>Polyvinylidene Fluoride</i> (Fluoreto de Polivinilideno)
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação por Largura de Pulso)
RAM	<i>Random Access Memory</i> (Memória de Acesso Aleatório)
RFP	<i>Resistive Film Pressure</i> (Película Resistiva de Pressão)
SDMC	<i>Secure Digital Memory Card</i> (Cartão de Memória Digital Seguro)
WIFI	<i>Wireless Fidelity</i> (Fidelidade sem Fio)



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>10</b>
<b>1.1 Objetivos</b> .....	<b>11</b>
1.1.1 Objetivo geral .....	11
1.1.2 Objetivos específicos.....	11
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>12</b>
<b>2.1 Próteses</b> .....	<b>12</b>
2.1.1 Próteses comerciais modernas .....	15
2.1.1.1 Prótese Atom Touch.....	15
2.1.1.2 i-Limb® Ultra titanium.....	16
2.1.1.3 Bebionic Hand .....	17
2.1.2 Próteses <i>open source</i> .....	18
2.1.2.1 Prosthetic Hand (Open Bionics) .....	18
2.1.2.2 Hand (InMoov).....	19
2.1.2.3 Prótese e-NABLE .....	19
2.1.2.4 Prótese TACT.....	20
<b>2.2 Arduino UNO</b> .....	<b>21</b>
<b>2.3 Raspberry Pi 4</b> .....	<b>22</b>
<b>2.4 Servomotor DC</b> .....	<b>23</b>
2.4.1 TowerPro SG90.....	24
<b>2.5 PCA9685 16-Channel 12-bit Servo Driver</b> .....	<b>24</b>
<b>2.6 Sensor de força RFP602 + placa de interface</b> .....	<b>25</b>
<b>2.7 Sensor piezoelétrico</b> .....	<b>26</b>
2.7.1 Sensor piezoelétrico PVDF .....	26
2.7.2 Sensor LDT0-028K + placa de Interface .....	26
<b>2.8 Conversor A/D</b> .....	<b>27</b>
2.8.1 Módulo Conversor A/D I <sup>2</sup> C ADS1115 16-bit.....	27
<b>3 TRABALHOS RELACIONADOS</b> .....	<b>29</b>
<b>3.1 Projeto de acionamento para prótese de mão open source</b> .....	<b>29</b>
<b>3.2 Projeto de monitoramento de sensores em mão protética open source</b> .....	<b>31</b>
<b>3.3 Análise e implementação de protótipo de mão robótica</b> .....	<b>32</b>
<b>4 METODOLOGIA</b> .....	<b>34</b>
<b>4.1 Impressão da Prótese TACT Hand</b> .....	<b>35</b>

<b>4.2 Teste servomotores .....</b>	<b>40</b>
<b>4.3 Teste sensores de força e deslizamento.....</b>	<b>41</b>
4.3.1 Teste dos sensores de força .....	42
4.3.2 Teste do Sensor de Escorregamento .....	44
<b>4.4 Definição de Movimentos da Prótese.....</b>	<b>45</b>
<b>4.6 Desenvolvimento do supervisorio .....</b>	<b>48</b>
<b>4.7 Montagem final do projeto.....</b>	<b>50</b>
<b>4.8 Testes definitivos do projeto.....</b>	<b>52</b>
<b>5 ANÁLISE DOS RESULTADOS .....</b>	<b>55</b>
<b>6 CONCLUSÃO .....</b>	<b>56</b>
6.1 Sugestões de trabalhos futuros.....	58
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>59</b>
<b>APÊNDICE A – IDENTIFICAÇÃO PEÇAS DA PRÓTESE.....</b>	<b>62</b>
<b>APÊNDICE B – ESQUEMÁTICO DO CONVERSOR A/D .....</b>	<b>63</b>
<b>APÊNDICE C – ESQUEMÁTICO PLACA DE INTERFACE SENSOR ESCORREGAMENTO .....</b>	<b>64</b>
<b>APÊNDICE D – ESQUEMÁTICO PLACA DE INTERFACE SENSOR FORÇA .....</b>	<b>65</b>
<b>APÊNDICE E – LISTA DE MATERIAIS E VALORES DO PROJETO .....</b>	<b>66</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Em 2017, cerca de 57,7 milhões de pessoas no mundo estavam vivendo com algum membro amputado. Aproximadamente 30% destes, são pessoas com braço ou mão amputada. Mais da metade das amputações mundiais estão em países subdesenvolvidos, o que torna difícil a acessibilidade a soluções protéticas (MCDONALD, 2021).

Com o avanço da tecnologia as próteses de mão estão cada vez mais evoluindo em se tratando de funcionalidade e capacidade de restaurar os movimentos dos usuários. Novas formas de sensoriamento, processamento, materiais mais leves e resistentes, é um mercado que movimenta dezenas de bilhões de dólares anualmente, infelizmente não pela quantidade de próteses no mercado, mas sim devido ao elevado custo delas.

Atualmente as próteses comercializadas no mundo custam em média entre US\$ 10,000 e US\$ 100,000. Na tabela 1 temos algumas das marcas mais conhecidas e seus preços aproximados.

Tabela 1 – Marcas de próteses de mão e preços

Marca	Valor (US\$)	Disponibilidade
Adam's Hand	30k a 40k	Itália, EUA, Alemanha, França e Espanha
Atom Touch	> 50k	EUA (2023)
Bebionic Hand	30k a 40k	Global
BrainRobotics Hand	20k a 30k	EUA
Hero Arm	10k a 20k	EUA, Reino Unido, Europa, Austrália e Nova Zelândia
i-Limb Ultra & Quantum	> 50k	Global
Luke Arm	> 50k	EUA
MeHandA	30k a 40k	Rússia, Alemanha e CEI
Michelangelo Hand	> 50k	Global
OHand 8-Channel	20k a 30k	China
TASKA Hand	> 50k	EUA, Reino Unido, Europa, Escandinávia, Canadá, Austrália e Nova Zelândia
TrueLimb	< 10k	EUA e Canadá
Vincent Evolution	30k a 40k	EUA, Europa e Rússia
Zeus Hand	20k a 30k	EUA, Europa, Rússia e Índia

Fonte: Bionics for Everyone (2021).

Mesmo considerando o modelo mais em conta da tabela, TrueLimb, não podemos esquecer os custos de importação, frete, taxas, adaptação para determinado tipo de amputação, o valor ainda assim acaba se tornando muito inviável para a grande maioria.

Em se tratando de próteses *open source*, estas ainda não são muito populares pelo mundo, até porque a grande maioria delas tem função educacional ou quando são em prol de ajudar aqueles que precisam e não tem condições, ainda assim atingem uma pequena parcela em relação a demanda necessária.

Com a popularização das impressoras 3D, as próteses *open source* começaram a surgir em maior quantidade, com intuito de despertar a curiosidade e o interesse pela área, e o desafio de construir uma própria ou montar uma, ajuda indiretamente na divulgação de uma necessidade atual: próteses mais acessíveis financeiramente.

## **1.1 Objetivos**

### 1.1.1 Objetivo geral

O objetivo deste projeto foi desenvolver um sistema de motorização, sensoriamento e monitoramento de movimentos e respostas sensoriais de uma prótese de mão *open source*.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- a) Montar uma prótese de mão impressa em 3D com as devidas adaptações para suportar um servomotor para cada dedo (no caso do polegar, dois servomotores);
- b) Implementar o acionamento de diferentes movimentos da mão através do microcomputador Raspberry Pi 4 e um servo driver conectados na prótese;
- c) Implementar sensores de força e escorregamento nos dedos indicador, médio e polegar;
- d) Desenvolver um supervisor capaz de selecionar o tipo de movimento da prótese, e que permita visualizar os valores lidos nos sensores conforme estes estiverem em uso.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta etapa foram abordados os principais tópicos de itens ou áreas de conhecimento que tem uma certa relevância ou estão diretamente envolvidos com o projeto proposto, tais como próteses, sensores, módulos de interface, conversor A/D, motores e drivers.

### 2.1 Próteses

Conforme Sullivan (2018, Cap. 22), “Uma prótese é um dispositivo acoplado ao corpo humano para substituir a ausência de uma parte do corpo, geralmente da perna ou do braço [...]”. Elas surgiram como forma alternativa para suprir a perda de determinado membro, seja para novamente obter os movimentos ou simplesmente para questão estética do usuário. Há uma variedade enorme de próteses para o corpo humano, tanto internas quanto externas. Para este trabalho, vamos focar no estudo das próteses externas de membros superiores.

As próteses de membros superiores possuem basicamente 4 variações conforme citadas abaixo:

- a) Estética ou passiva: este modelo literalmente tem como função preencher o membro amputado ou parte dele de forma visual para conforto do usuário. Em sua fabricação, geralmente são utilizados materiais leves como o alumínio, de forma a facilitar o manuseio. Na figura 1 temos um exemplo de prótese estética;

Figura 1 – Prótese estética



Fonte: Ortopedia Boa Viagem (2022)

- b) Ativa: Esta é controlada pelo próprio usuário, partindo dos músculos da parte restante do braço ou antebraço através de tirantes. Quanto mais elevado o nível de amputação, mais complexo e difícil será o controle por tirante. Na figura 2 segue um modelo de prótese ativa;

Figura 2 – Prótese ativa



Fonte: Medical Expo (2022)

- c) Mioelétrica: esta prótese necessita de fonte externa de energia e os movimentos são controlados através de eletrodos que detectam as contrações musculares do restante do membro, este são enviados para um processador que analisa os sinais e determina qual movimento deve ser feito na mão do usuário. A figura 3 mostra um dos modelos da marca Bebionic;

Figura 3 – Prótese Mioelétrica



Fonte: Bebionic (2022)

- d) Híbrida: combina as funções de uma prótese Mioelétrica e de uma prótese ativa, usando processamento de sinais e tirantes, geralmente recomendada para amputações acima do cotovelo. A figura 4 apresenta um modelo híbrido, também da marca Bebionic.

Figura 4 – Prótese Híbrida



Fonte: Bebionic (2021)

### 2.1.1 Próteses comerciais modernas

Aqui estão abordadas algumas das mais modernas próteses existentes no mercado (ou ainda em fase de desenvolvimento).

#### 2.1.1.1 Prótese Atom Touch

Esta prótese ainda está em desenvolvimento, pela empresa Atom Limbs, com previsão de lançamento para 2023. De acordo com a empresa, este modelo será a mais avançada prótese de braço/mão do mundo. Na figura 5 temos um protótipo conceitual de como possivelmente será esta prótese.

Figura 5 – Prótese Atom Touch (protótipo 3D)



Fonte: Bionics for Everyone (2022)

A promessa é de que ela possuirá centenas de sensores que medirão contato, força, posição e velocidade, os quais irão ser interpretados por uma inteligência artificial que irá refinar os movimentos desejados do usuário. Será feita de um material robusto para suportar o uso diário nas mais variadas tarefas, inclusive submersão



temporária da prótese. O preço estimado até o momento acredita-se que estará na faixa entre US\$ 50,000 e US\$ 100,000.

#### 2.1.1.2 i-Limb® Ultra titanium

As próteses i-Limb® da empresa Össur são de alta tecnologia e consagradas no mercado como próteses premium, atualmente há vários modelos sendo este da figura 6 a “Ultra titanium”, a mais recente e avançada, possuindo dedos de titânio e força elevada de capacidade de carregar objetos, velocidade para digitação, motores individuais para cada movimento, três tamanhos e aplicativos para controle e configuração.

Figura 6 – Prótese i-Limb® Ultra titanium



Fonte: Össur (2022).

Por se tratar de uma prótese de altíssima qualidade, variedade de funcionalidades e de uma marca já consagrada no mercado, seu valor aproximado está em torno de US\$ 85,000.

#### 2.1.1.3 Bebionic Hand

Fabricada pela empresa Ottobock, esta prótese mostrada na figura 7 também é bem conhecida pela sua qualidade e especificações que a tornam também uma prótese premium. Possui 14 posições de mão, motores individuais para cada dedo, leitura de movimentos musculares que permite variar a força ou velocidade de determinado movimento da mesma. Possui todo sistema de ajuste e configuração através de software para adaptar ao braço do usuário.

Figura 7 – Bebionic Hand



Fonte: Ottobock (2017).

Este modelo de prótese também é considerado de alta qualidade, tanto pela sua construção quanto pelas características e capacidades de uso, custando na faixa dos US\$ 45,000.

### 2.1.2 Próteses *open source*

Estas próteses são geralmente desenvolvidas por pequenas empresas, universidades ou até mesmo como hobby de engenheiros em diversas partes do mundo, demonstrando a capacidade de uso da engenharia e tecnologia para produzir protótipos que permitam estudos aprofundados e diferentes implementações com preços muito mais acessíveis do que próteses comerciais.

Em sua maioria, são apenas desenvolvidas as peças que compõem a prótese em impressão 3D, alguns casos também dão exemplos de uso com determinada motorização e conexões elétricas.

#### 2.1.2.1 Prosthetic Hand (Open Bionics)

Este modelo possui uma boa variedade de movimentos, porém estes são selecionados pelo usuário através de botões mecânicos (figura 8) que selecionam diferentes combinações de movimentos dos dedos. É um conceito diferente implementado pela empresa Open Bionics de forma a usar apenas um motor para controlar os 4 dedos não considerando o polegar, o qual possui um motor próprio.

Figura 8 – Prosthetic Hand

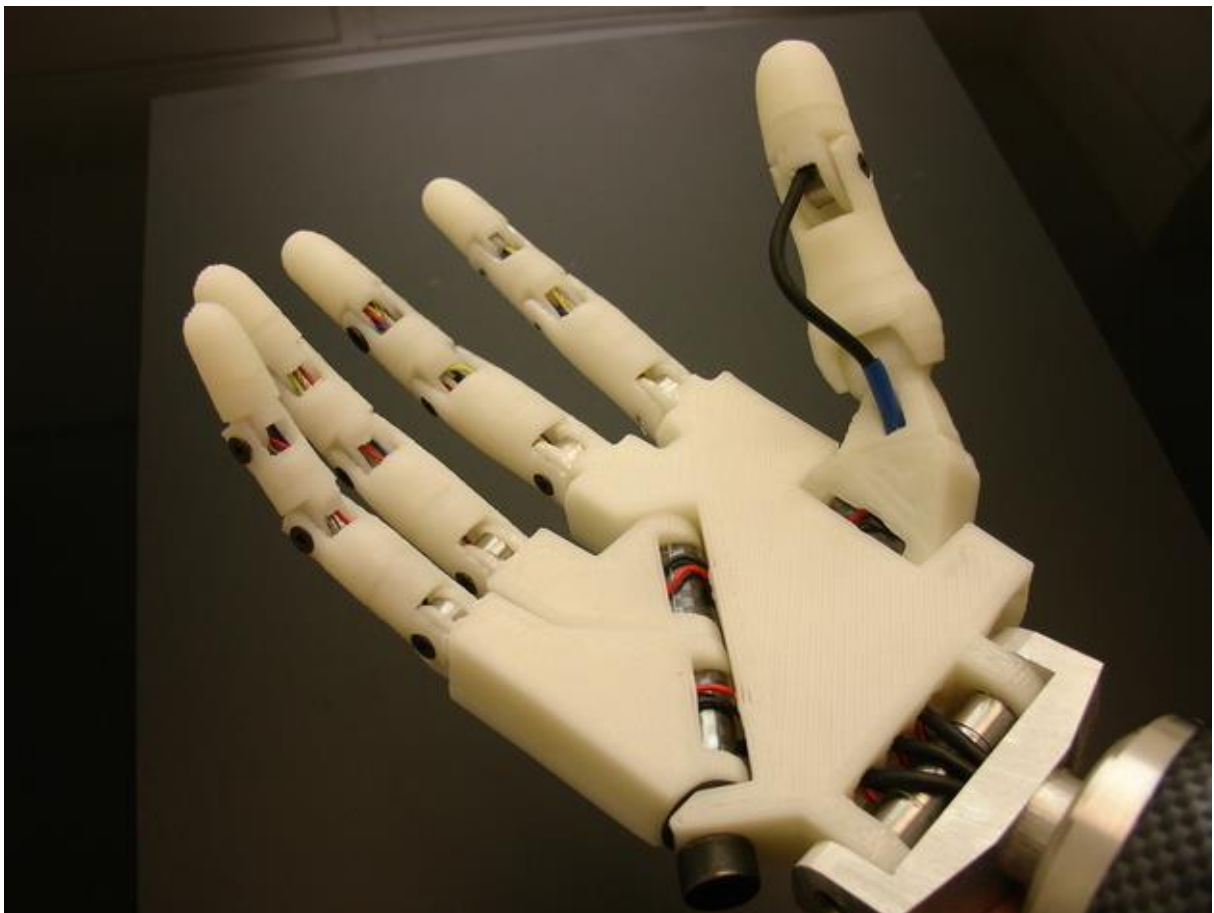


Fonte: Open Bionics (2022)

### 2.1.2.2 Hand (InMoov)

Esta empresa InMoov disponibiliza diversas partes robóticas do corpo humano, tais como, mãos, braços, cabeça, tronco, pernas etc. No caso da mão (figura 9), eles disponibilizam os arquivos em 3D para impressão e exemplos de uso para controle, com motores HK15298 para cada dedo. Também possuem uma parte do site para venda da placa controladora que utilizam completa ou apenas a PCB, além de peças já impressas em 3D.

Figura 9 – Hand InMoov



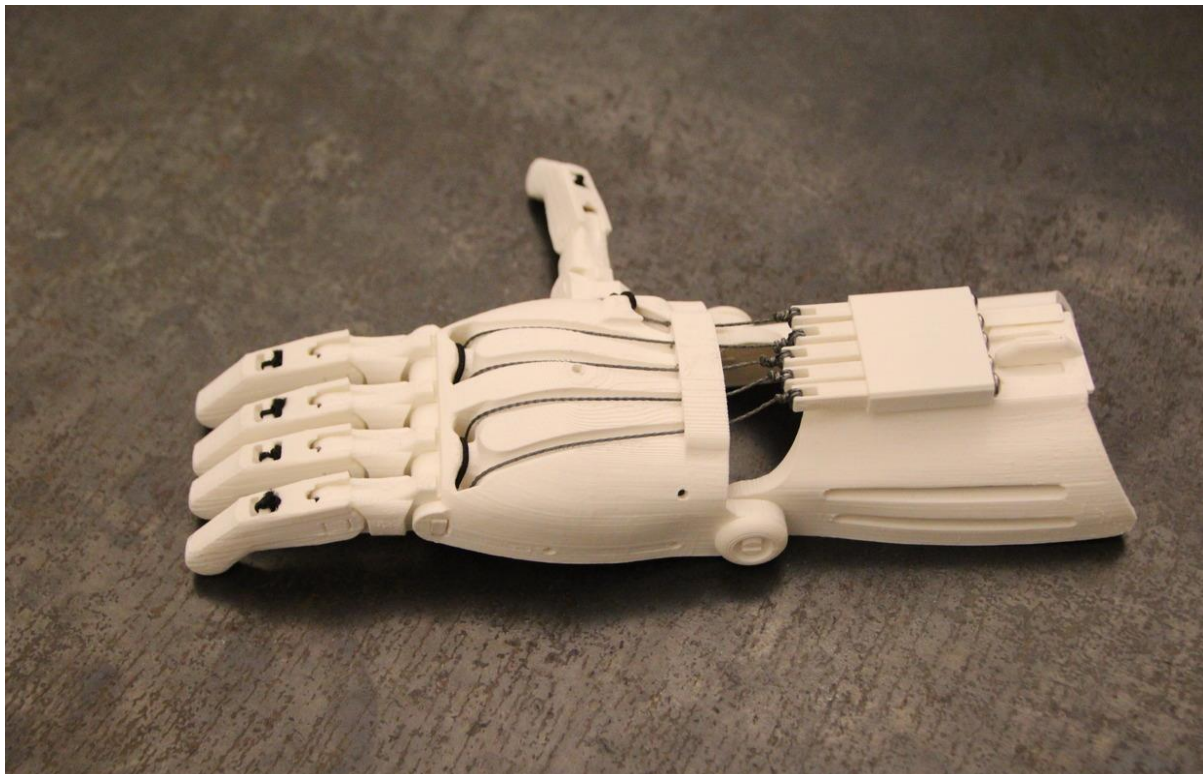
Fonte: InMoov (2012).

### 2.1.2.3 Prótese e-NABLE

Esta prótese mostrada na figura 10 é um dos modelos disponíveis no site [www.enablingthefuture.org](http://www.enablingthefuture.org), uma comunidade global de voluntários que desenvolveram próteses em 3D de baixo custo para ajudar crianças e adultos que não possuem condições financeiras para aquisição de próteses comerciais. É um modelo

bem simples, que utiliza conexões mecânicas de controle manual apenas, sem qualquer tipo de motorização ou processamento.

Figura 10 – Prótese e-NABLE

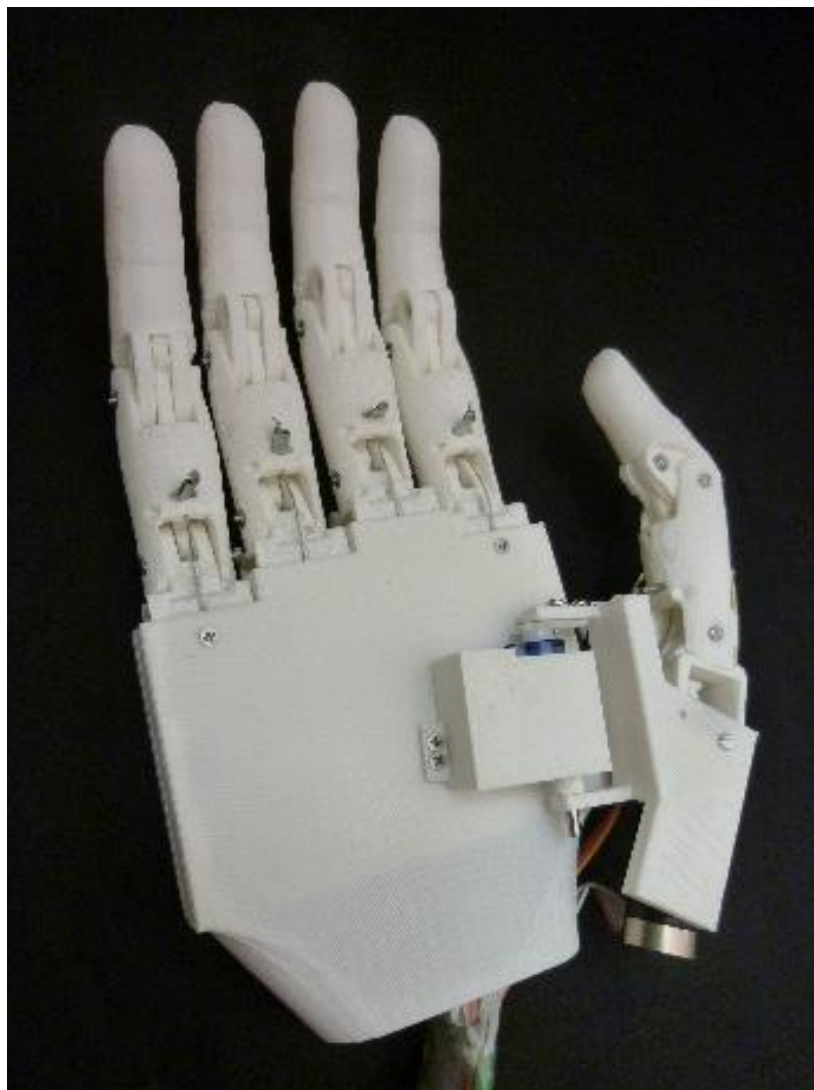


Fonte: Enabling The Future (2018).

#### 2.1.2.4 Prótese TACT

A partir daqui, todos os itens citados na Fundamentação Teórica foram utilizados no projeto. Esta imagem na figura 11 é a prótese de mão *open source* escolhida para usar como base do TCC, desenvolvida em 2015 por Patrick Slade e outros três colegas, estudantes da Universidade de Illinois nos EUA com o projeto chamado *Tact: Design and Performance of an Open-Source, Affordable, Myoelectric Prosthetic Hand*. Ela consiste em 6 DoF (*Degrees of Freedom*, ou Graus de Liberdade em português), 5 motores DC com carretel, os quais tensionam os cabos que puxam os dedos e 1 servomotor para o movimento horizontal do polegar. Em seu artigo ele comenta que a prótese obteve ótimos resultados se comparada a próteses de mão comerciais, inclusive alguns modelos de altíssima qualidade, tais como a i-LIMB.

Figura 11 – Prótese TACT Original



Fonte: Tact Hand (2015).

## 2.2 Arduino UNO

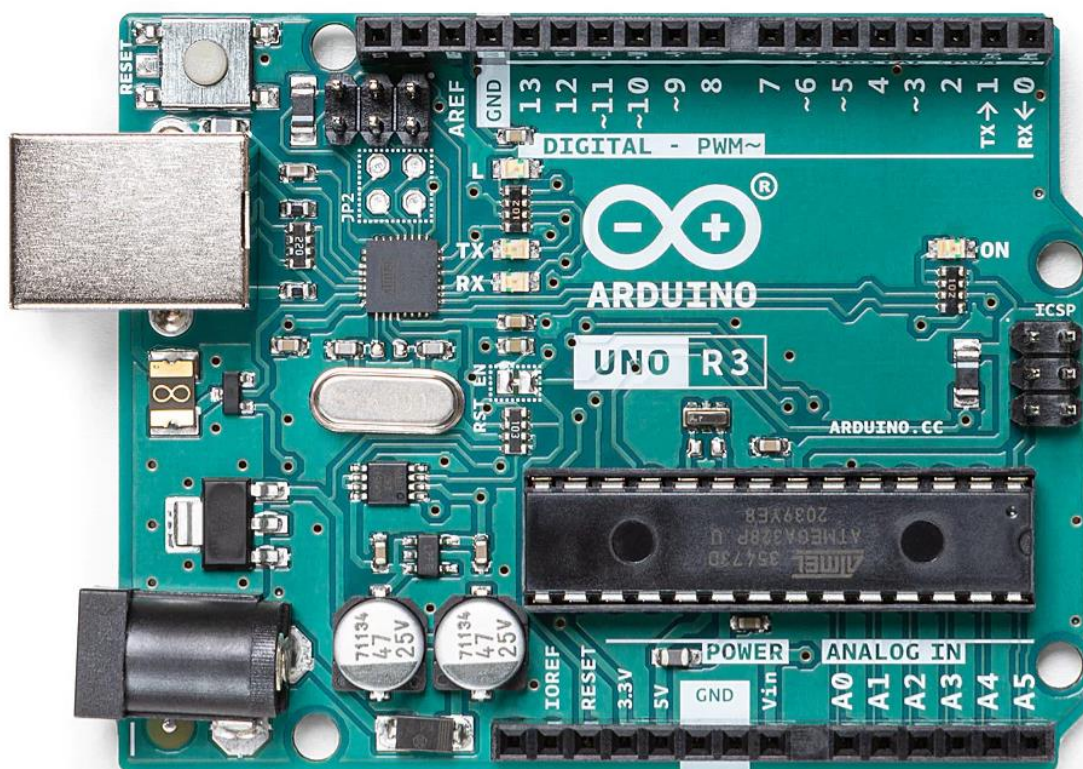
O Arduino UNO é uma placa microcontroladora baseada no microcontrolador Atmega328P. No caso do modelo da figura 12, este possui diversas funcionalidades como entradas analógicas e digitais, comunicação SPI, I<sup>2</sup>C, entre outros além de um baixo custo e programação bastante simplificada para testes de periféricos. Possui um compilador próprio Arduino IDE e devido a popularidade dos Arduinos, há muitas bibliotecas disponíveis atualmente, que permitem facilitar implementações tornando-as mais simplificadas.

Neste projeto, seu uso foi apenas para testes iniciais de funcionamento dos motores e sensores, de forma a garantir que os itens adquiridos estivessem



funcionando normalmente. Assim, qualquer dano, curto ou defeito de algum motor ou sensor que pudesse danificar o arduino, seria mais viável do que danificar o Raspberry Pi 4, o qual possui um custo aproximadamente 10 vezes mais elevado, além de estar muito mais escasso no mercado.

Figura 12 – Arduino UNO R3

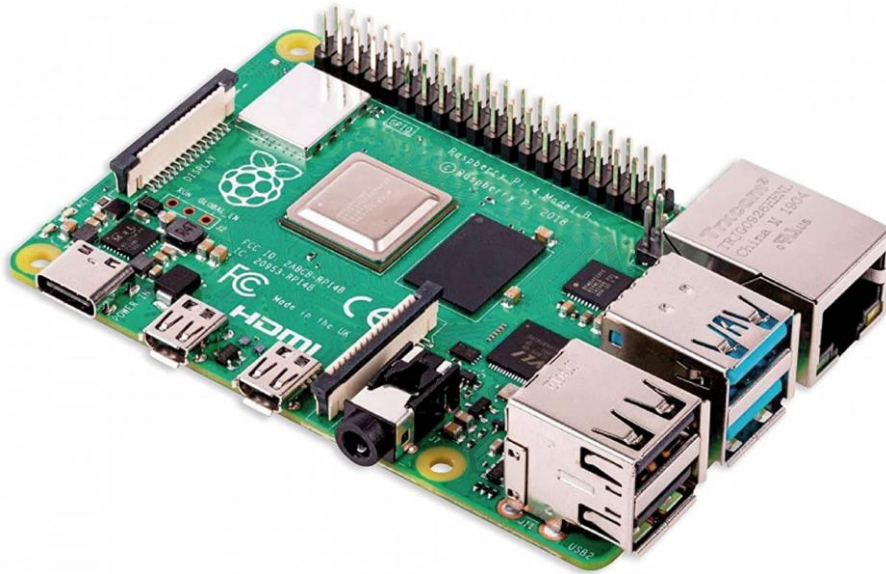


Fonte: ARDUINO (2023).

### 2.3 Raspberry Pi 4

O Raspberry Pi 4, ilustrado na figura 13, é o modelo mais recente de minicomputador portátil da marca Raspberry Pi. Permite ao usuário instalar sistemas operacionais com distribuição Linux, tais como Raspbian e Ubuntu por exemplo. Sua configuração robusta permite realizar uma infinidade de projetos nas mais diversas áreas da eletrônica. Possui um processador de 1.5 GHz, memória RAM que varia de 1 GB à 8 GB dependendo o modelo, WIFI, Bluetooth, entrada para cartão micro SDMC, 2 portas micro-HDMI, 40 pinos de GPIO, entre outras especificações (RASPBERRY, 2022).

Figura 13 – Raspberry Pi 4



Fonte: AMAZON (2022).

## 2.4 Servomotor DC

Um servomotor DC é uma máquina composta de quatro componentes principais: um motor DC, um dispositivo de *feedback* de posição, sistema de engrenagens e um circuito de controle como mostrado na figura 14. O motor DC tem a função de movimentar a carga a uma velocidade e posição precisas. O dispositivo de *feedback* de posição geralmente é um potenciômetro que monitora a posição atingida pelo eixo, indicando ao circuito de controle o ajuste necessário até atingir a posição desejada.

Figura 14 – Servomotor DC



Fonte: UNESP (2013).



### 2.4.1 TowerPro SG90

Este modelo de servomotor mostrado na figura 15 possui tamanho, torque e consumo de corrente ideais para determinadas aplicações em robótica, tais como controle de movimentos em uma prótese de mão. É um dos modelos mais populares do mundo nessa categoria de tamanho e peso, garantindo facilidade de encontrá-lo no mercado, além de já possuir inúmeras aplicações de funcionamento.

Figura 15 – Servomotor Tower Pro SG90



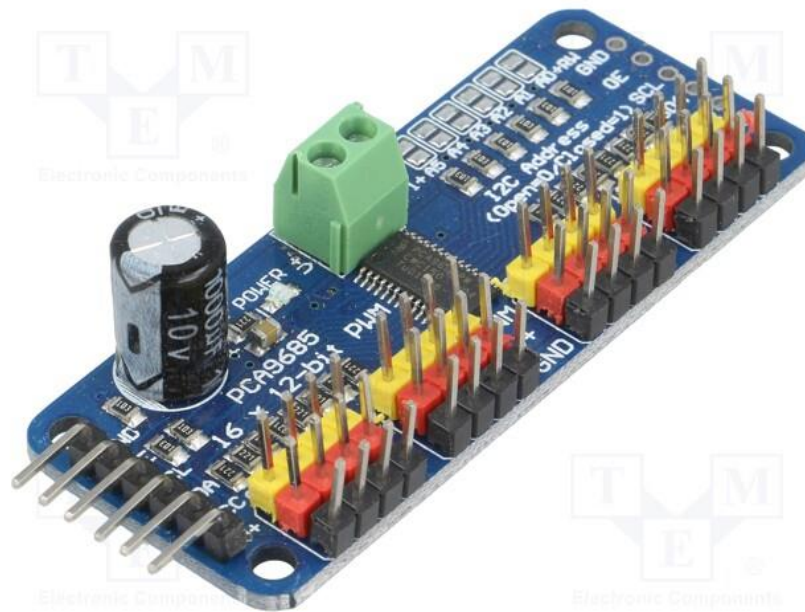
Fonte: Mekanus (2022).

### 2.5 PCA9685 16-Channel 12-bit Servo Driver

Servo Driver é uma placa específica para controlar servomotores. O uso dela traz duas grandes vantagens: reduz a corrente usada pelo microcontrolador e reduz o número de portas usada pelo mesmo.

No caso do modelo da figura 16, basta usar o barramento I<sup>2</sup>C do Raspberry e uma alimentação externa exclusiva para o driver e então é possível controlar até 16 servomotores usando os pinos de PWM.

Figura 16 – PCA9685



Fonte: FILIPEFLOP (2022).

## 2.6 Sensor de força RFP602 + placa de interface

Este sensor de força ilustrado na figura 17 se trata de uma película resistiva de pressão (RFP) e tem um tamanho ideal para implementação nos dedos de uma prótese de mão. Conforme é aplicada pressão na área especificada, a pressão é convertida em resistência. Quanto maior a pressão, menor a resistência. Há uma placa de interface para este modelo de sensor que proporciona uma saída linearizada, que pode ser digital (apenas detecção de toque) ou analógica e um potenciômetro que permite regular a sensibilidade de força aplicada. O Apêndice D ilustra o diagrama esquemático da placa de interface deste sensor. A faixa de trabalho dele é entre 10 gramas e 1 kg.

Figura 17 – Sensor de força RFP + Placa de Interface



Fonte: SZFYDOSH (2023).

## 2.7 Sensor piezoelétrico

Piezoelétricidade é um fenômeno onde a eletricidade é gerada quando um determinado material sofre pressão mecânica. Nestes sensores temos cristais piezoelétricos os quais geram tensão quando são pressionados. Este tipo de sensor não pode ser usado para medir pressões estáticas, uma pressão constante irá apenas ter um sinal igual a zero na saída, por isso em muitos casos este sensor é utilizado para detecção de vibrações em certas aplicações.

### 2.7.1 Sensor piezoelétrico PVDF

Este tipo de sensor foi descoberto em 1969 pelo Dr. Heiji Kawai. Sensores piezoelétricos feitos com este material PVDF (polyvinylidene fluoride) ou em português, fluoreto de polivinilideno, possuem uma performance muito mais elevada e um custo baixo em relação a outros materiais, o que popularizou bastante este tipo de sensor nas áreas de manufatura e engenharia (XING, 2019).

### 2.7.2 Sensor LDT0-028K + placa de Interface

A figura 18 mostra este sensor piezoelétrico PVDF, o qual possui um custo baixo, ótima sensibilidade (50 mV/g à 800 mV/g), tamanho diminuto (25 mm x 13 mm) além de ser flexível, tornando este um modelo viável para implementação em uma prótese de mão. A marca DFROBOT vende este sensor com uma placa de interface específica para ele, que além de condicionar a saída em um sinal mais linear, permite selecionar entre saída digital (onde apenas detecta ou não a vibração) ou analógica, onde é possível adquirir os valores conforme a frequência de vibração aplicada no sensor (o qual permite uma escala entre 0,001Hz à 1000MHz. Além disso esta placa também possui um potenciômetro para regular o nível de sensibilidade do sensor, quanto maior o valor selecionado, mais vibração é necessária para aumentar a amplitude de saída. O Apêndice C mostra o diagrama esquemático da placa de interface deste sensor.

Figura 18 – Sensor LDT0-028K + Placa de Interface



Fonte: DFROBOT (2023).

## 2.8 Conversor A/D

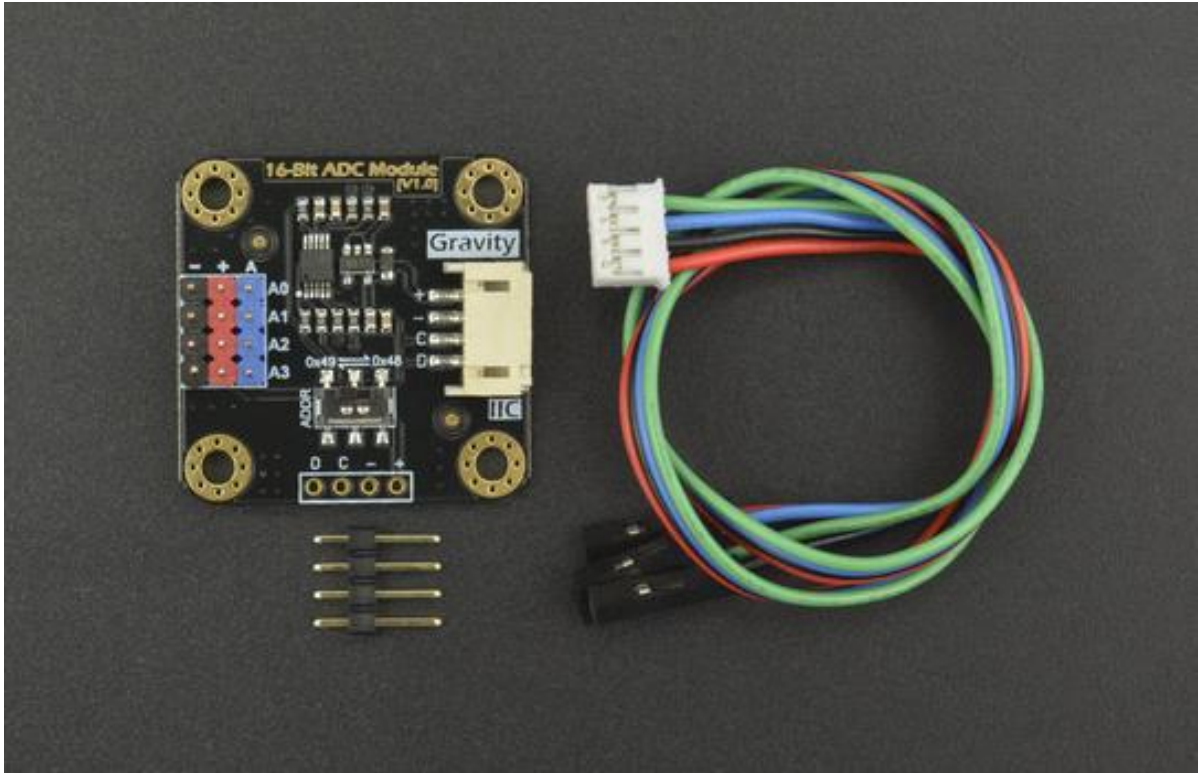
Como o microcontrolador escolhido foi o Raspberry Pi 4, o mesmo não possui conversor A/D interno (diferente de um Arduino Uno por exemplo, o qual possui). Devido a este detalhe, será necessário utilizar um conversor A/D externo, o qual receberá o sinal de cada um dos sensores.

### 2.8.1 Módulo Conversor A/D I<sup>2</sup>C ADS1115 16-bit

Este módulo de conversor A/D da figura 19 foi desenvolvido especificamente para implementações com Raspberry Pi ou Arduino. Ele possui alimentação entre 3,3 V e 5,0 V, 4 entradas analógicas independentes, 16 bits de resolução e, assim como o Servo Driver, também utiliza comunicação através de barramento I<sup>2</sup>C. O Apêndice B mostra o diagrama esquemático do conversor.

Este módulo também possui implementação em cascata, permitindo a conexão de mais um módulo em si mesmo, permitindo selecionar o endereço I<sup>2</sup>C para cada placa.

Figura 19 – Módulo Conversor A/D ADS1115



Fonte: DFROBOT (2023)

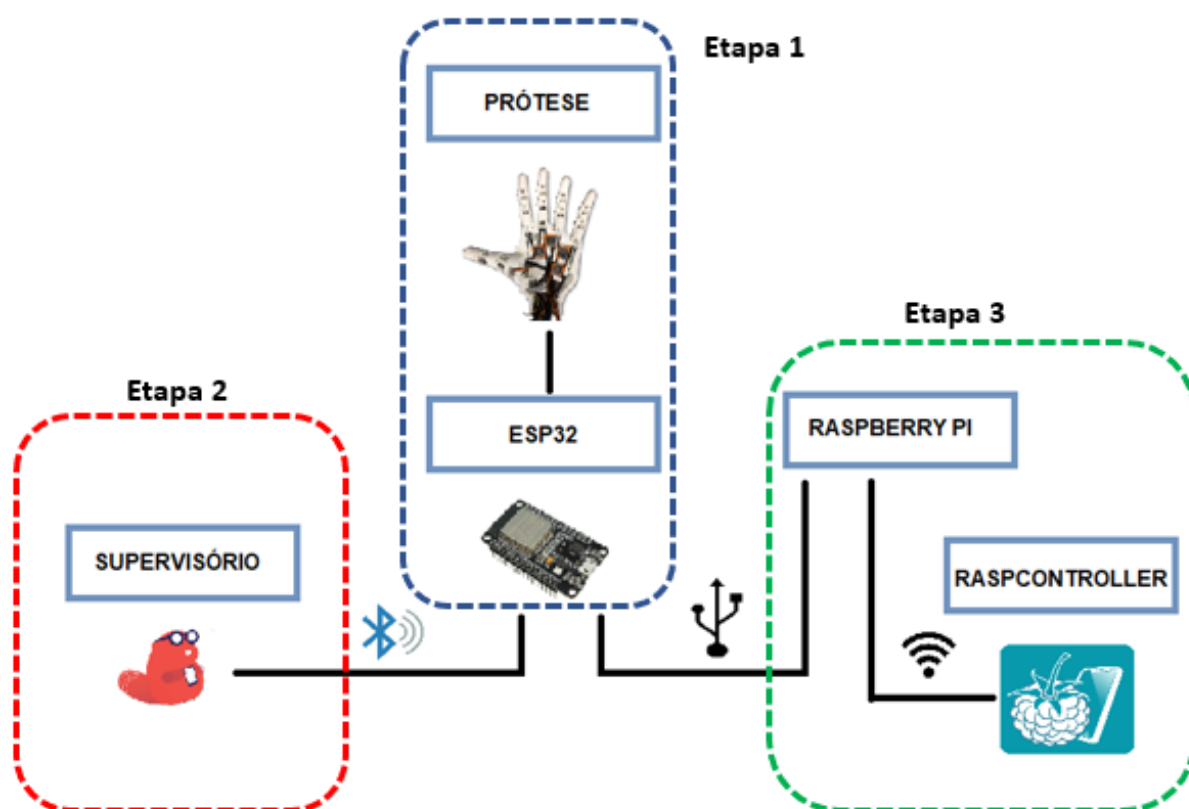
### 3 TRABALHOS RELACIONADOS

Para o desenvolvimento deste projeto, entre as inúmeras referências bibliográficas, estão três trabalhos de conclusão que possuem características interessantes as quais ajudaram no andamento deste TCC.

#### 3.1 Projeto de acionamento para prótese de mão open source

Silva (2021) desenvolveu este TCC, onde o objetivo era projetar e desenvolver um sistema para controlar uma prótese *open source* (modelo HANDi Hand). A figura 20 ilustra o diagrama usado pelo autor.

Figura 20 – Diagrama de funcionamento do sistema

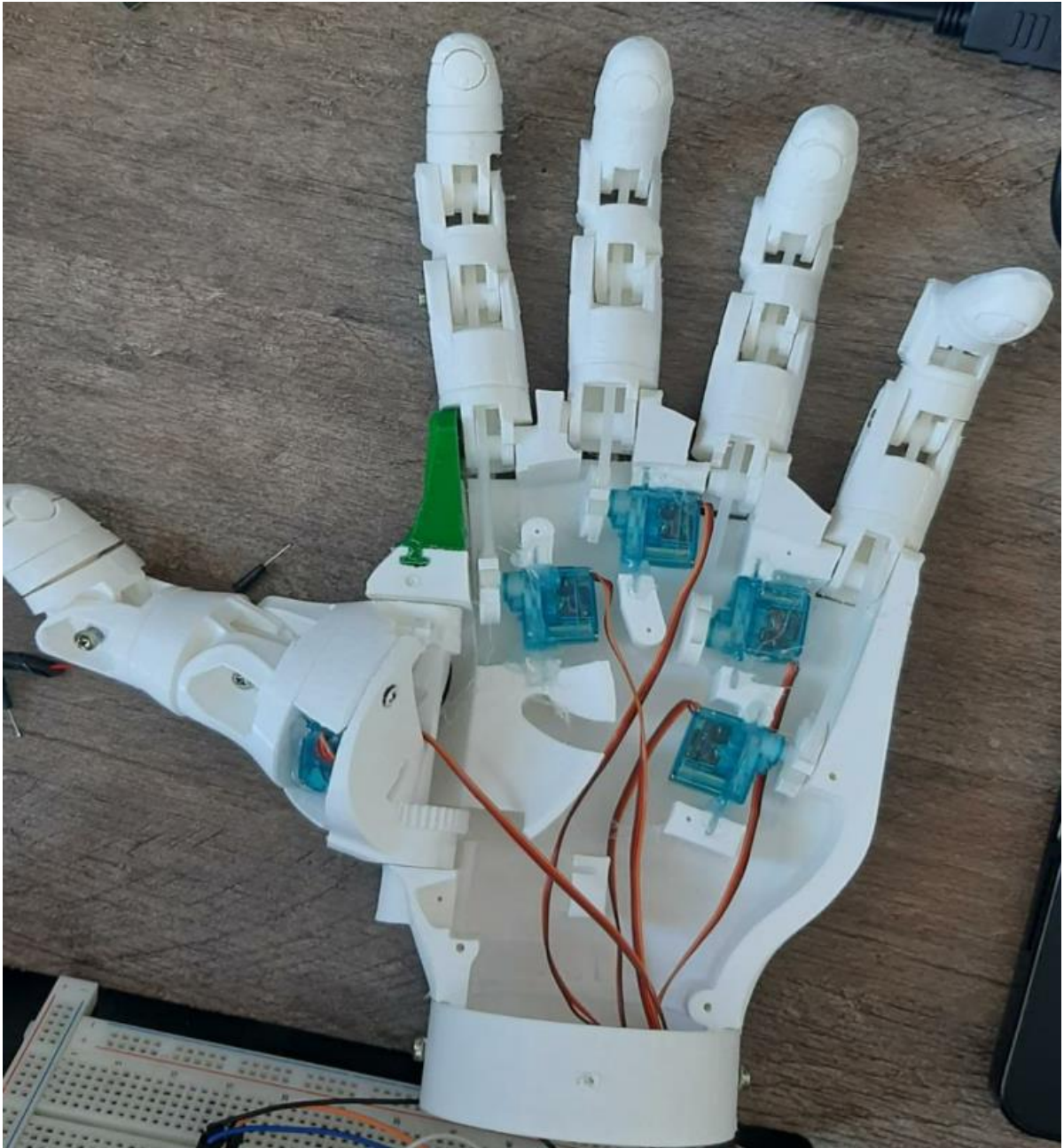


Fonte: João Marcos (2021).

Com o estudo deste projeto, foi possível ter uma noção de grau de dificuldade para implementação dos motores na prótese, devido a questões de tamanho da mesma em relação ao tamanho dos motores, ela precisou ser impressa em um tamanho 30% maior para que o trabalho tivesse andamento. Na figura 21 é possível ver como ficou a impressão da prótese após seu aumento de escala.



Figura 21 – Prótese do Projeto impressa 30% maior



Fonte: João Marcos (2021).

Outro detalhe importante notado foi a dificuldade de compatibilidade em determinadas etapas, principalmente em relação ao minicomputador Raspberry e a conexão WIFI, que no final acabaram por descartar os testes com o Raspberry, usando apenas a ESP32 como controlador da prótese.

### 3.2 Projeto de monitoramento de sensores em mão protética open source

Bloedow (2016) desenvolveu este projeto onde utilizou uma prótese pronta já montada e motorizada *open source* (modelo Hand, da InMoov, modelo que foi citado no capítulo 2.1.2.2 deste relatório) de um outro TCC e teve como objetivo implementar controle dela e sensoriamento, com monitoramento dos sensores usando o *software* MATLAB.

Não havia um diagrama completo do trabalho, mas a ideia foi implementar sinais mioelétricos para detecção de movimento, o que fazia a prótese iniciar o fechamento da mão, sendo então posteriormente analisados os resultados de sensores de força e deslizamento no MATLAB. Na figura 22, temos algumas fotos da prótese utilizada e a mesma segurando objetos.

Figura 22 – Prótese usada e em funcionamento



Fonte: Marcos Bloedow (2016).

Os pontos mais estudados neste trabalho foram os circuitos implementados para condicionamento dos sinais dos sensores, mostrando o quão importante é o dimensionamento e ajuste destes para garantir uma resposta mais realista de cada medida, além de facilitar o posterior monitoramento dos mesmos. Outro item

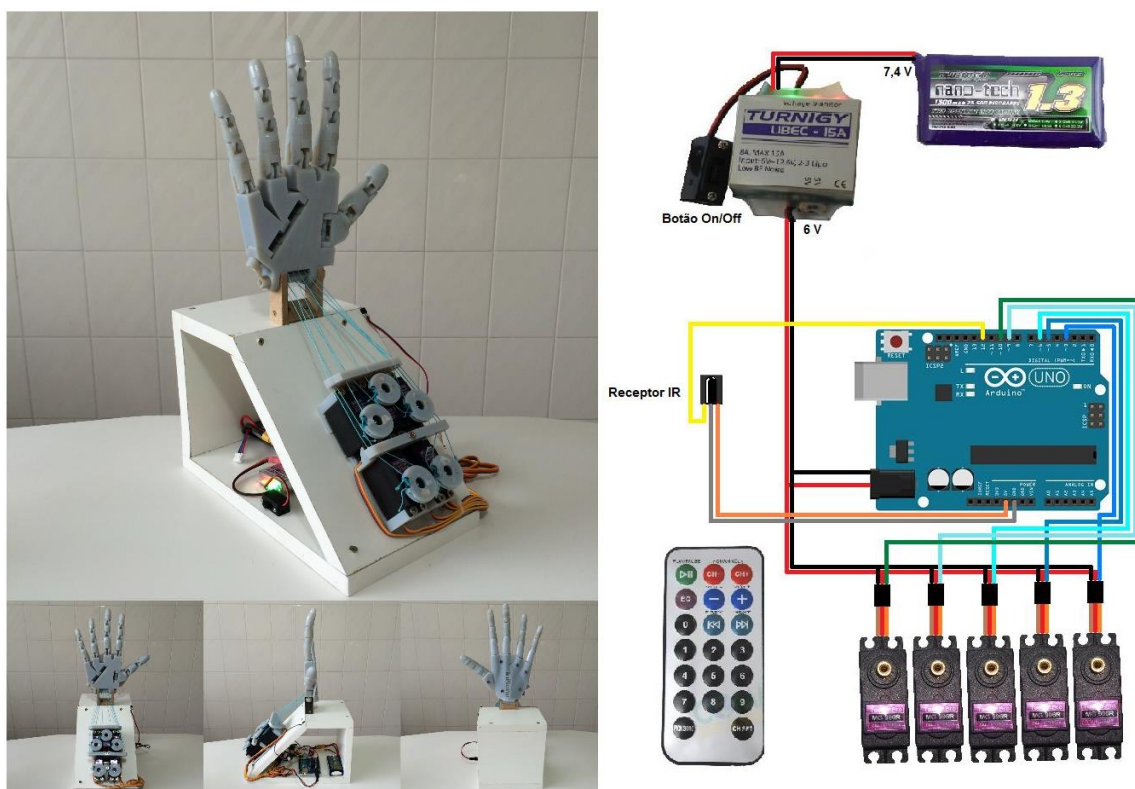


importante percebido foi que, durante os testes, o sensor de deslizamento que havia sido posicionado inicialmente ao redor do dedo, não obteve um sinal de medição perceptível. Posteriormente o sensor foi colocado na parte interna do polegar, deixando apenas a ponta do mesmo de fora, de forma a tocar no objeto em deslize perpendicularmente, proporcionando assim um sinal de saída mais viável para análise.

### 3.3 Análise e implementação de protótipo de mão robótica

Por fim, Thomazoni (2015) realizou este TCC onde sua implementação também foi na prótese de mão Hand da empresa InMoov. Devido a ideia do projeto ser mais acessível com relação a custo, o autor deste projeto optou por imprimir apenas a prótese de mão, deixando de lado o pulso e o antebraço, adotando assim uma base de MDF para acomodar o sistema de motores e todos os outros módulos e placas relacionados ao projeto. Na figura 23, temos o projeto de Lucas montado e o esquema elétrico do sistema, onde a plataforma usada é um Arduino UNO e o controle é feito através de infravermelho, usando um controle remoto.

Figura 23 – Projeto montado e esquema elétrico



Fonte: Lucas Thomazoni (2015).

Neste projeto, dois pontos interessantes chamaram a atenção. Um deles foi o uso de uma base para colocação de todo o trabalho, não somente devido a necessidade dos motores estarem acoplados nela, mas também pela facilidade de transporte e organização dos módulos, placas e conexões. Outro ponto foi a variedade de movimentos, inclusive permitindo controlar cada dedo individualmente e não somente movimentos pré definidos.

## 4 METODOLOGIA

Neste capítulo, é demonstrado um escopo das etapas e blocos que consistem no projeto.

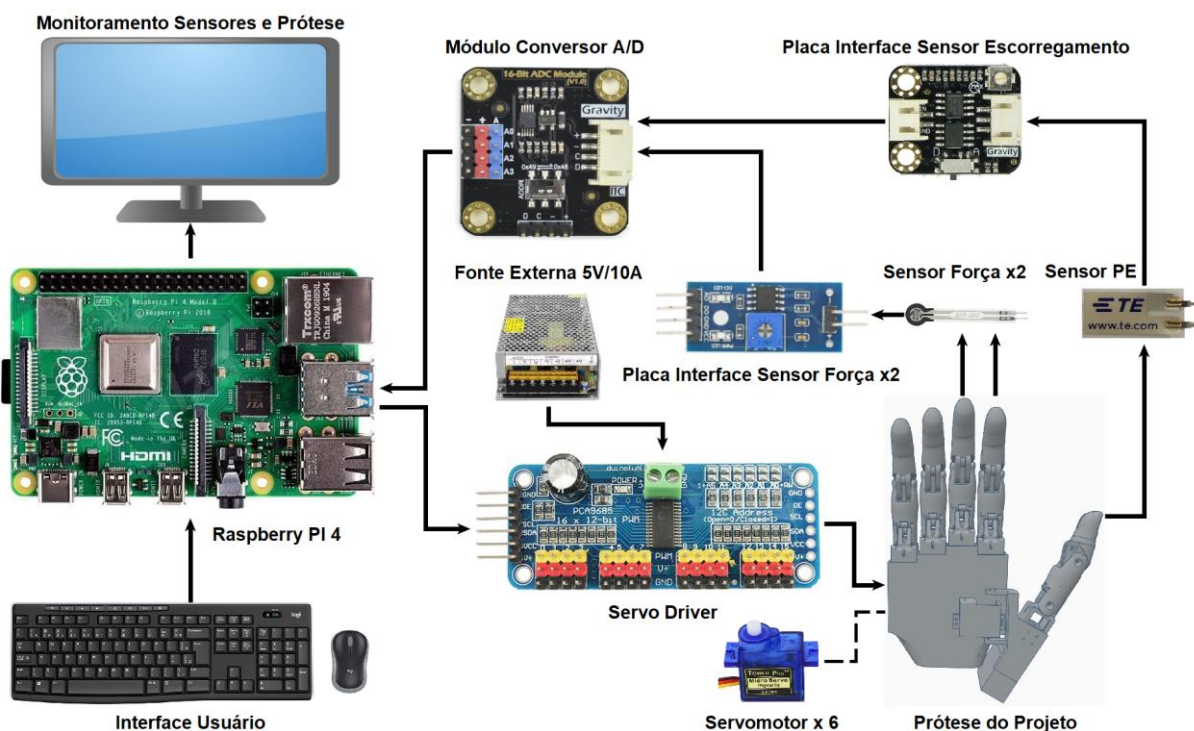
Sobre a prótese TACT, Patrick Slade cita um detalhe considerado ineficiente, o fato de os motores continuarem drenando energia enquanto os dedos mantêm uma posição diferente do padrão de *stand-by*. Para a realização do presente trabalho, ao montar e adaptar o sistema de motorização na prótese, a mesma foi dimensionada para usar somente servomotores, isso trouxe uma série de benefícios no decorrer no desenvolvimento, tais como:

- a) Simplificação da programação de movimento dos motores;
- b) Possibilitar maior liberdade de movimentos;
- c) Menor consumo de energia da prótese.

Os motores são controlados pelo minicomputador Raspberry Pi 4, através do barramento I<sup>2</sup>C, usando assim apenas 2 pinos para envio dos comandos. Entre o microcontrolador e os motores está a placa PCA9685 responsável por alimentar e controlar os motores por PWM. Após esta etapa de controle dos motores, foram inseridos os sensores de escorregamento e força. Dois de força, nos dedos indicador e médio e um sensor de escorregamento no polegar.

Tendo obtido o controle dos motores, envio de comandos e possibilitado a leitura dos sensores, foi então desenvolvido o supervisor para monitoramento. Como o Raspberry é um minicomputador, o mesmo possui periféricos para auxiliar no controle (mouse e teclado) e para o monitoramento há um monitor conectado na saída micro-HDMI. A programação também foi efetuada no Raspberry, já que o mesmo possui um sistema operacional, o que facilitou muito para integrar as etapas. Todas as etapas programáveis foram efetuadas em Python.

Figura 24 – Diagrama do projeto



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

A figura 24 acima apresenta o diagrama completo do projeto. Temos o Raspberry Pi 4 e seus periféricos de interface (teclado, mouse e monitor), os comandos dos motores partem do supervisor e são enviados para o Servo Driver através da comunicação I<sup>2</sup>C. O driver verifica o endereço de cada comando recebido e assim cada motor conectado na prótese recebe tais instruções através dos pinos de PWM. A alimentação dos motores é feita pela fonte externa de 5V/10A. Os sensores de força e escorregamento ao receberem determinado estímulo, enviam o sinal para suas devidas placas de interface que irão condicionar os sinais, enviando eles até o conversor A/D que posteriormente envia estes sinais convertidos em valores digitais de tensão para o supervisor, também utilizando a comunicação I<sup>2</sup>C. O sensor de escorregamento no diagrama está indicado como Sensor PE (piezoelétrico).

#### 4.1 Impressão da Prótese TACT Hand

A impressão das peças da prótese inicialmente foram feitas em sua íntegra, ou seja, sem quaisquer modificações. A partir daí, foram analisados os dimensionamentos necessários para que a mesma se adapte ao tamanho e instalação dos servomotores, posicionamento deles, espaçamento para giro e movimentação

dos tendões. Na figura 25, temos as peças impressas conforme o arquivo disponibilizado pelo autor da prótese original.

Figura 25 – Peças impressas para o projeto





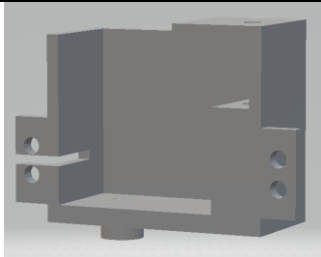
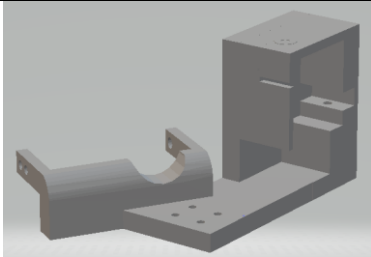
Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Inicialmente foi feito o descarte dos carretéis, devido ao uso de servomotores, estes não seriam mais necessários. Ao analisar todas as peças, foi percebido pequenas imperfeições, diferenças de medidas e inclusive ausência de alguns furos de parafusos comparando o que foi impresso em relação ao produto apresentado no artigo. Para efetuar pequenas correções e ajustes, foi utilizado uma microrretífica DREMEL, que é comumente utilizada para fins de acabamentos, cortes e polimento em diversos materiais.

Conforme a montagem ia sendo efetuada, era percebido que determinadas peças não iriam servir do modo que eram originalmente, ou por questões de resistência ou pelo fato de não atender as modificações da implementação do projeto de TCC. As peças modificadas seguem na tabela 2 com suas razões de modificação. O Apêndice A ilustra a prótese completa com todas as peças impressas destacadas

por diferentes cores que indicam o nome original em inglês de cada uma, o V.2 colocado ao lado do nome indica que já é a peça modificada.

Tabela 2 – Peças modificadas

Peça	Imagem	Motivo
Base dos dedos ( <i>Motor Housing V.2</i> )		Encaixe da porca era muito fino, o qual quebrava com pouco torque do parafuso.
Polegar ( <i>Thumb V.2</i> )		Efetuada furo para encaixe do sensor de escorregamento.
Encaixe do Servomotor Polegar ( <i>Thumb Mount V.2</i> )		Não possuía saída para o cabo do servomotor. Encaixe de giro do polegar estava desalinhado.
Encaixe do mecanismo de fechamento do polegar ( <i>Thumb Hinge V.2</i> )		Adaptação para colocar servomotor, alinhamento de furos, furos adicionais, alívio de passagem para o cabo do servo.

Fonte: Elaborada pelo autor (2023).

Após a re-impressão das peças modificadas, foi verificado como ficaria o posicionamento dos motores na prótese e os devidos comprimentos de cabo que atendesse o movimento de cada dedo. O material usado para ser os tendões dos dedos foi um varal de cabo de aço. Este varal era coberto por uma camada plástica transparente que ajudava na rigidez do cabo, fazendo com que fosse suficiente para os dedos realizarem os movimentos e ainda não curvar com facilidade nos



movimentos de retorno de posições iniciais de cada dedo. O fato do cabo possuir uma camada plástica também ajudou a prender eles nos dedos, pois foram usadas porcas com 2mm de diâmetro, as quais puderam ser rosqueadas com um atrito considerável por cima do plástico, permitindo um ajuste preciso da posição inicial.

Os quatro motores localizados na palma da prótese foram montados conforme a figura 26, ou seja, dois deles, indicador e dedo médio em uma direção e dedos anelar e mínimo na direção contrária. Os resíduos vistos na foto e a ausência de etiqueta em três motores foi devido a posicionamentos anteriores que não tinham sido viáveis.

Figura 26 – Posicionamento dos motores da palma

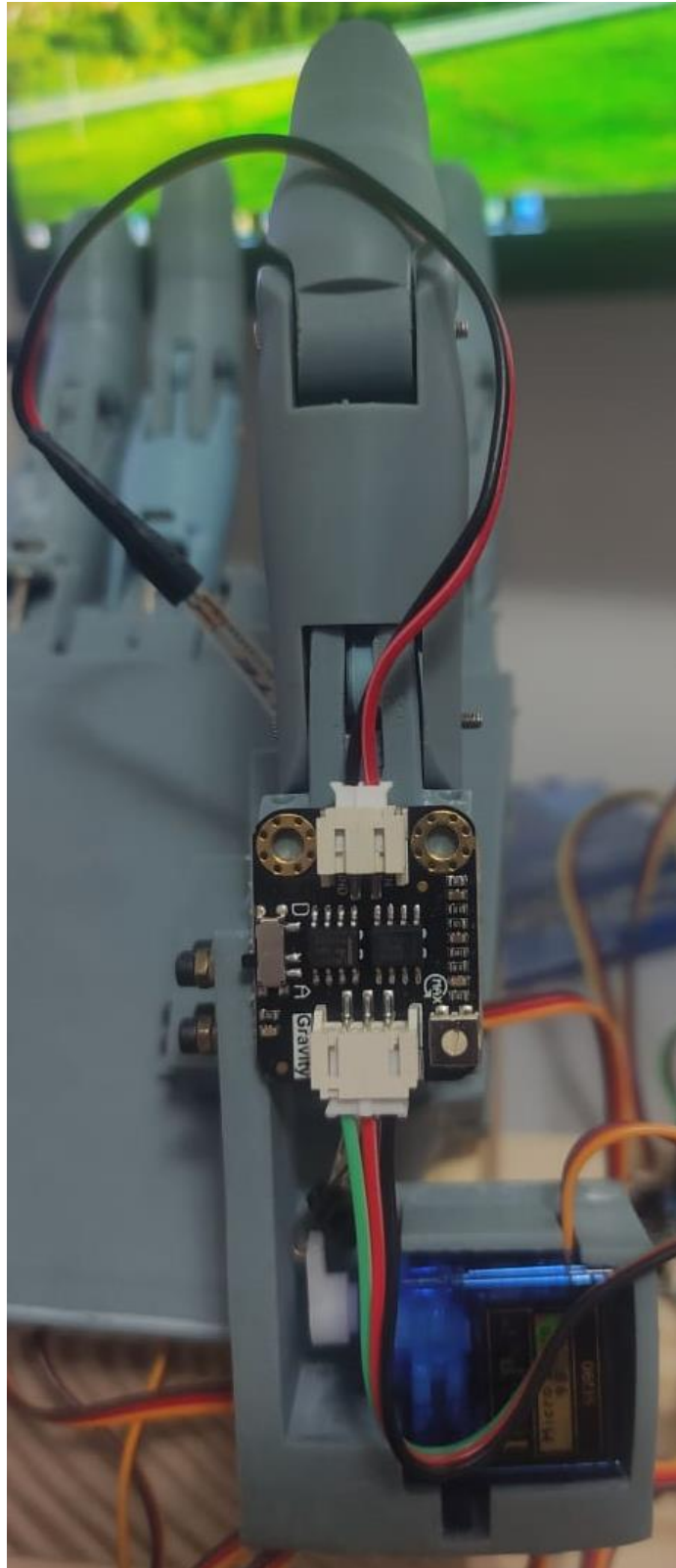


Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Para a montagem do polegar, ambos motores já estavam previamente com suas posições definidas devido à modificação nas peças impressas, bastou apenas montar e definir o comprimento do tendão. A posição da placa de interface do sensor

de escorregamento também já havia sido definida durante a modificação desta peça, então a mesma já está posicionada na base do polegar conforme visto na figura 27.

Figura 27 – Polegar montado



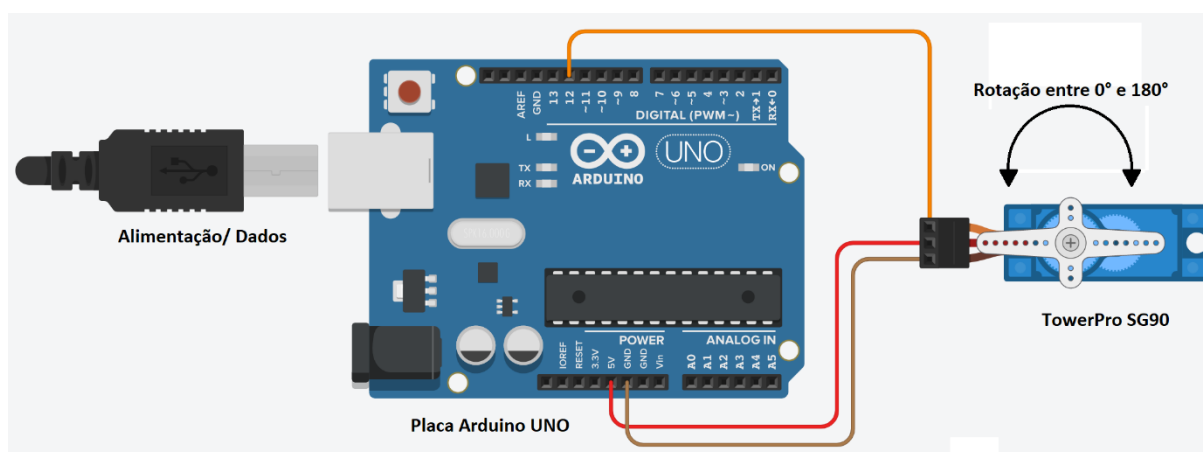
Fonte: Elaborado pelo autor (2023).



## 4.2 Teste servomotores

Para garantir o funcionamento de cada servomotor, os mesmos foram testados previamente utilizando a plataforma Arduino UNO. Para isso foi feito um código o qual testava os limites de movimento de cada motor (0 a 180 graus de giro) com dois valores de delay (0,3s e 1s) repetindo o movimento 100 vezes. Dos 10 motores testados, apenas um deles veio com defeito de fabricação, pois ele se perdia com poucas repetições de movimento, inclusive não retornando ao devido ângulo desejado. A figura 28 ilustra o circuito para teste dos servomotores.

Figura 28 – Teste dos Servomotores



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Após montados na prótese, foram conectados ao servo driver e ao Raspberry Pi. A alimentação deles provém de uma fonte externa ligada no driver, a qual se trata de uma fonte regulada de 50W (5V/10A) a qual atende com bastante folga os motores, mesmo considerando um caso onde todos consumissem o máximo de corrente ( $360\text{mA} \times 6 = 2,16\text{A}$ ).

Para determinar quantos graus cada dedo poderia mover considerando movimentos extremos (máximo de abertura e fechamento), os motores foram inicialmente desconectados dos tendões, de forma a analisar também as posições de repouso das hélices de cada um.

Gradativamente foi se aumentando os ângulos de abertura e fechamento de cada dedo, de forma a explorar o máximo possível, porém ainda dentro de uma faixa aceitável de forma a não danificar o motor, as peças da prótese ou até mesmo os tendões. Devido às diferenças em posicionamento dos motores, imperfeições da

prótese e comprimento dos tendões, cada dedo acabou tendo valores específicos de ângulos de trabalho, os quais podem ser conferidos na tabela 3, a qual mostra as duas posições extremas de cada motor.

Tabela 3 – Ângulos de trabalho do motor de cada dedo

<b>Dedo</b>	<b>Faixa de Trabalho</b>
Indicador	Entre 90 e 45
Médio	Entre 55 e 10
Anelar	Entre 50 e 90
Mínimo	Entre 45 e 90
Polegar (movimento de dobra)	Entre 75 e 120
Polegar (movimento horizontal)	Entre 15 e 100

Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Pela tabela podemos analisar que 2 dedos da palma possuem faixas opostas de ângulos devido ao posicionamento ao contrário na prótese e o movimento horizontal do polegar é o que exige uma maior faixa de giro, pois o mesmo vai até a lateral ao lado dos outros dedos ou para dentro da palma. O mecanismo dos dedos faz com que eles praticamente fechem mesmo trabalhando com um ângulo entre 40 e 45°, pois o cabo está preso na base de cada dedo, porém, mecanicamente ao ser tensionado, há uma peça interna que puxa a ponta do dedo, fazendo com que esta também dobre.

### **4.3 Teste sensores de força e deslizamento**

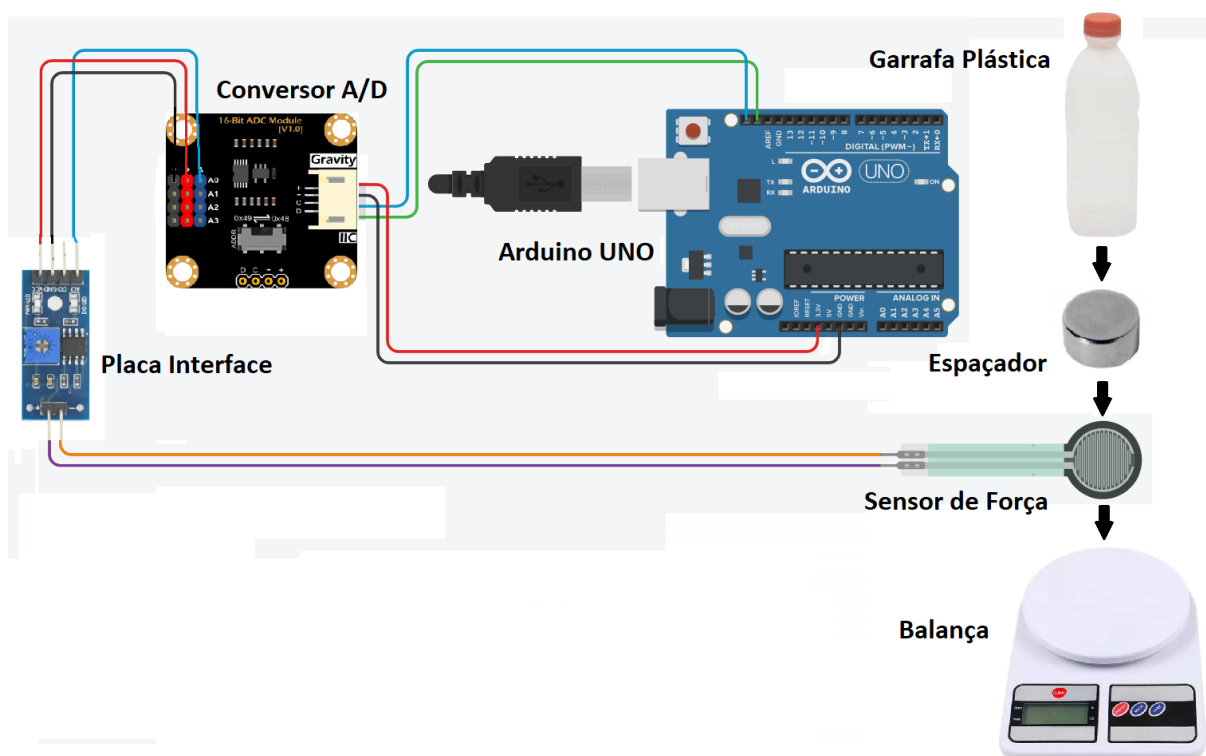
Para testar estes sensores, novamente foi utilizado o Arduino, dividindo em duas etapas diferentes, uma com sensores de força e outra com o sensor de escorregamento. Ambas etapas foram testadas já utilizando o módulo de conversor A/D a ser usado no projeto, pois se usasse o conversor A/D do Arduino, posteriormente os resultados das medidas iam acabar tendo diferenças consideráveis que necessitariam modificar parte da programação ao inserir o módulo A/D.

### 4.3.1 Teste dos sensores de força

Para realizar o teste deles, foi feito um código que continuamente mede o valor lido (a cada 0,5s). Para medir a força exercida no sensor, foi utilizada uma balança modelo IWBD-001 de resolução de 1 grama e capacidade máxima de 10kg.

O sensor foi posicionado na base de medida, em cima dele foi posto um espaçador circular e então uma garrafa plástica, de forma que todo o conteúdo da garrafa seria concentrado no sensor. A figura 29 mostra o diagrama de teste do sensor de força.

Figura 29 – Teste Sensor de Força

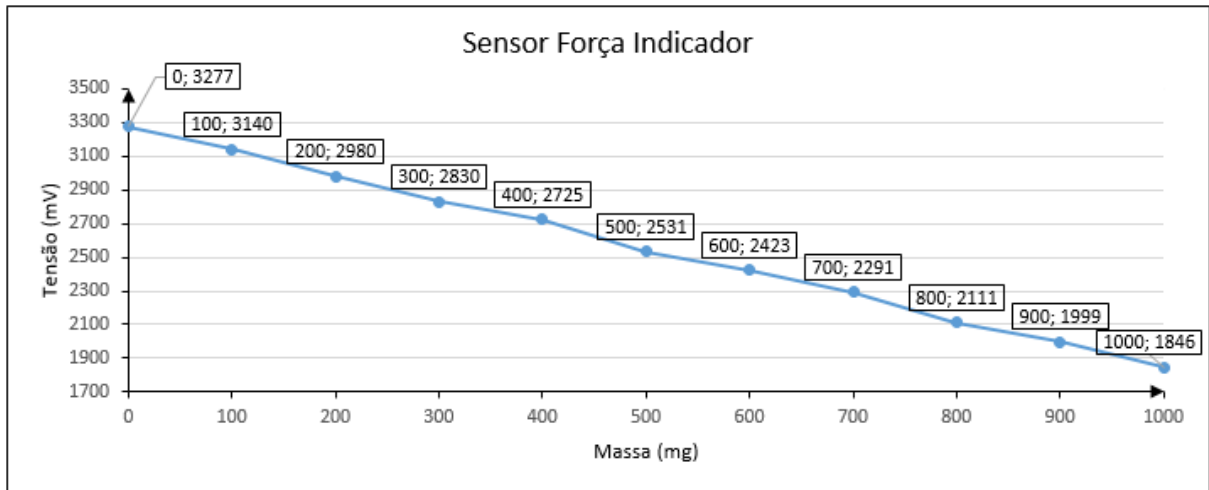


Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Partindo disso, foi se preenchendo a garrafa com água e medindo o valor do peso na balança. O valor de saída do sensor (em milivolts) ia sendo anotado a cada 100 ml de água adicionado ao copo, atingindo um total de 1000 ml (capacidade máxima do sensor). Então chegamos ao gráfico da figura 30 para o sensor de força do indicador. Sabemos que a densidade da água a 25° Celsius é de aproximadamente

997 kg/m<sup>3</sup>, então por questões de arredondamento, vamos considerar a densidade da água em 1 g/cm<sup>3</sup>, ou seja, 1 g ≈ 1 ml.

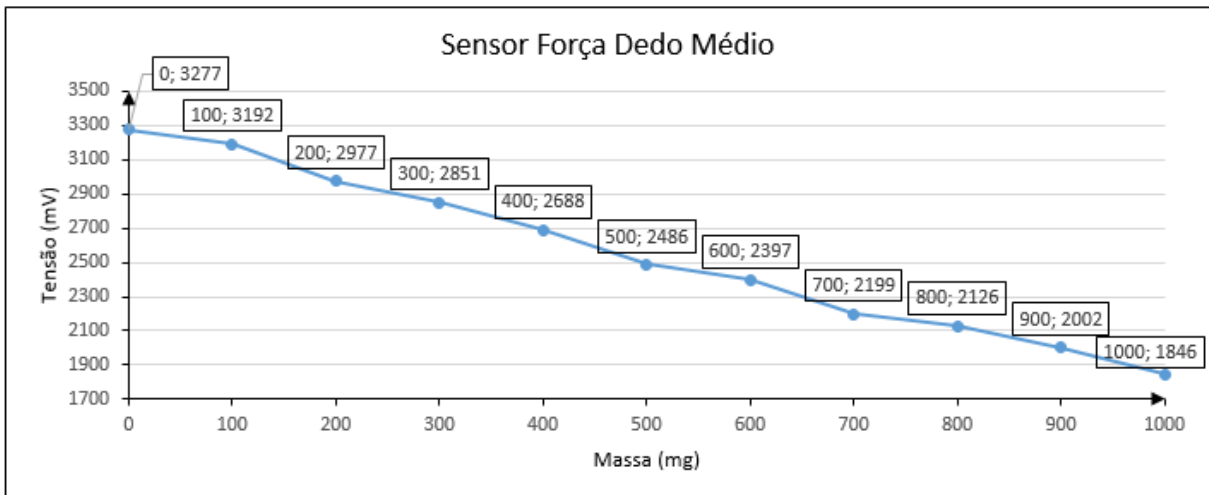
Figura 30 – Gráfico de teste do Sensor de Força do dedo Indicador



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

O mesmo procedimento foi feito para o sensor de força do dedo médio, o qual apresentou o seguinte gráfico observado na figura 31.

Figura 31 – Gráfico de teste do Sensor de Força do dedo Médio



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Analisando os gráficos de ambos sensores de força, vemos que conforme o funcionamento característico dos sensores de força, ao aumentar a pressão exercida, a resistência baixa, consequentemente a tensão de saída também, a qual iniciou em 3277 mV (aproximadamente a tensão de VCC de 3,3 V) e atingiu o valor mínimo de

pouco mais de 1,8 V, a partir deste valor de tensão, qualquer pressão maior não alterava o valor de saída, e isto era esperado já que a carga máxima dele é de 1 kg.

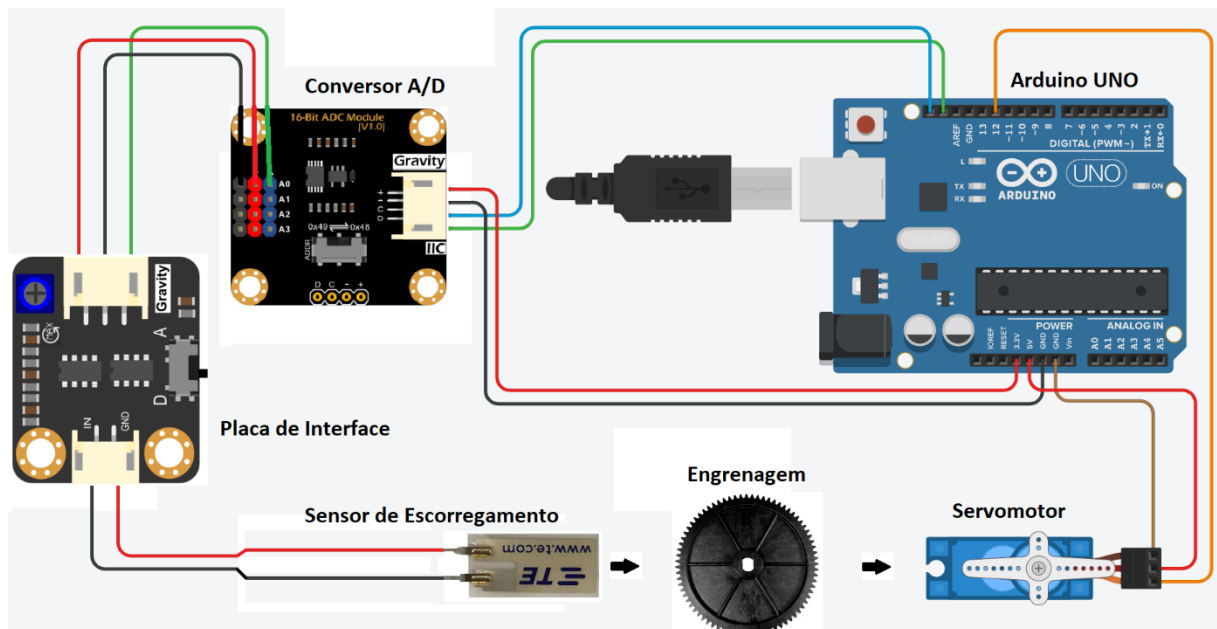
#### 4.3.2 Teste do Sensor de Escorregamento

Para testar este sensor, novamente na placa Arduino, foi utilizado o ajuste mínimo do potenciômetro da placa de interface, o qual, conforme datasheet do fabricante, indica que desta forma é necessário pouca frequência de vibração para obter um sinal considerável lido na saída.

Como este sensor mostra um sinal de saída conforme a variação da frequência, o valor lido pelo movimento executado deve ser instantâneo, pois aplicando qualquer frequência constante, a saída ia se manter em 0 V.

Desta forma, foi utilizado um servomotor com uma engrenagem acoplada com vários dentes. Considerando a velocidade máxima do servomotor,  $0,12 \text{ s}/60^\circ$  (4,8 V sem carga), ou seja 0,002 s por grau, foi estipulado 10 valores de intervalo de movimento entre cada grau (*Delay*), entre 0,2 s e 0,02 s para realizar as medidas. A figura 32 mostra o diagrama usado para realizar este teste.

Figura 32 – Teste Sensor de Escorregamento

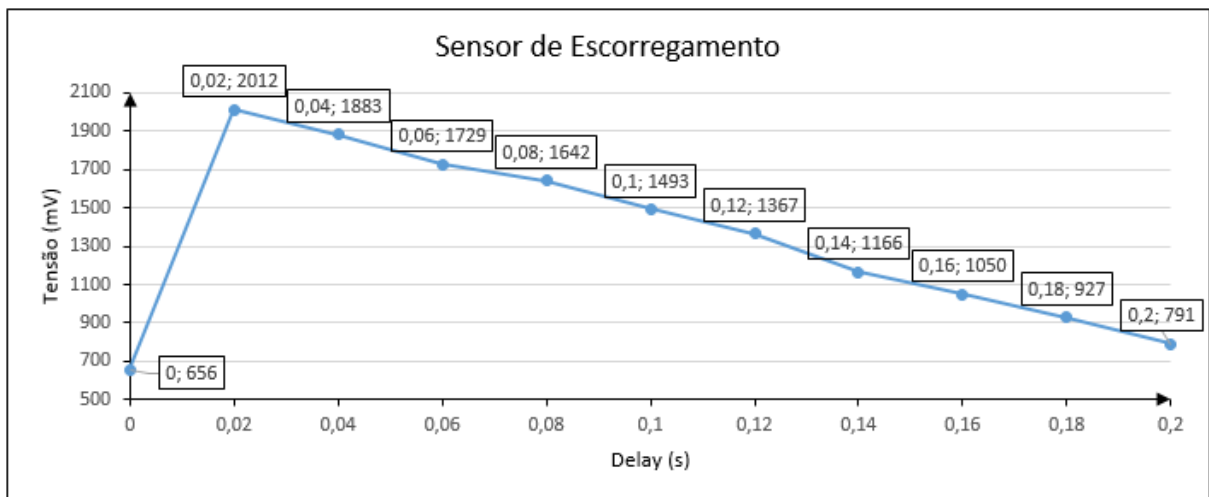


Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Como o movimento era bem rápido e o momento de medir era um pequeno instante, o valor medido na saída era atualizado a cada 0,1 s, desta forma, ao acionar

o motor e girar a engrenagem, era possível ver qual o maior valor atingido para aquele intervalo de tempo e assim foi elaborado o gráfico da figura 33.

Figura 33 – Gráfico de teste do Sensor de Escorregamento



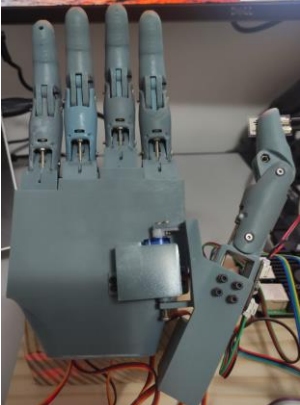
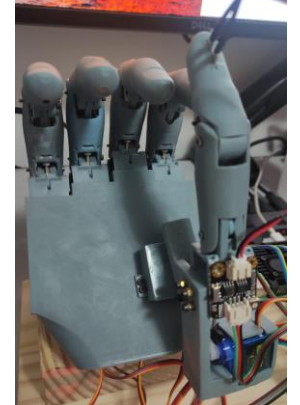

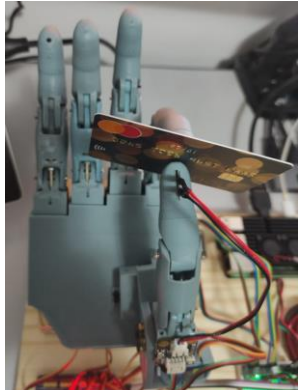
Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Analisando o gráfico do sensor de escorregamento, vemos que a tensão com ele em repouso fica em cerca de 656 mV e com o máximo de variação de frequência estipulado atingiu pouco mais de 2 V, ou seja, mesmo sendo uma variação bem considerável, ainda assim a amplitude máxima de saída percebida está dentro do máximo permitido, que no caso seria o próprio valor de alimentação do sensor, ou seja,  $VCC = 3,3 V$ .

#### 4.4 Definição de Movimentos da Prótese

Após definição das faixas de trabalho (em graus) dos motores de cada dedo, foi possível então definir uma série de movimentos, os quais podem ser conferidos nas tabela 4 e 5.

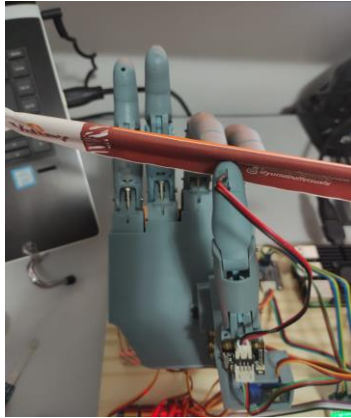

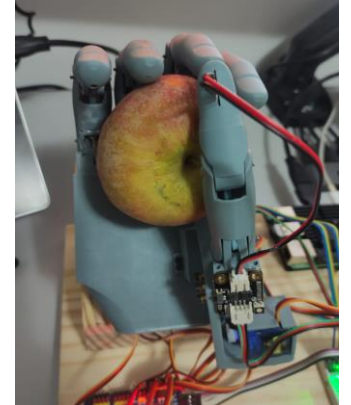
Tabela 4 – Movimentos da Prótese e características

Imagem da Prótese executando o movimento	Movimento	Descrição
	Mão aberta	Será a posição inicial da prótese, com o polegar para fora da palma (repouso)
	Mão fechada	Todos os dedos para dentro com polegar fechado e voltado para dentro
	V de Vitória	Dedos anelar, mínimo e polegar fechados
	Pinça Simples	Pinça usando o polegar e o indicador

Fonte: Elaborado pela autor (2023).



Tabela 5 – Movimentos da Prótese e características (continuação)

Imagem da Prótese executando o movimento	Movimento	Descrição
	Pinça Dupla	Pinça usando o polegar, indicador e dedo médio
	Pegada Cilíndrica	Todos os dedos atuando em objetos cilíndricos, parcialmente fechados
	Pegada esférica	Todos os dedos segurando objetos esféricos, dedos parcialmente fechados.

Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

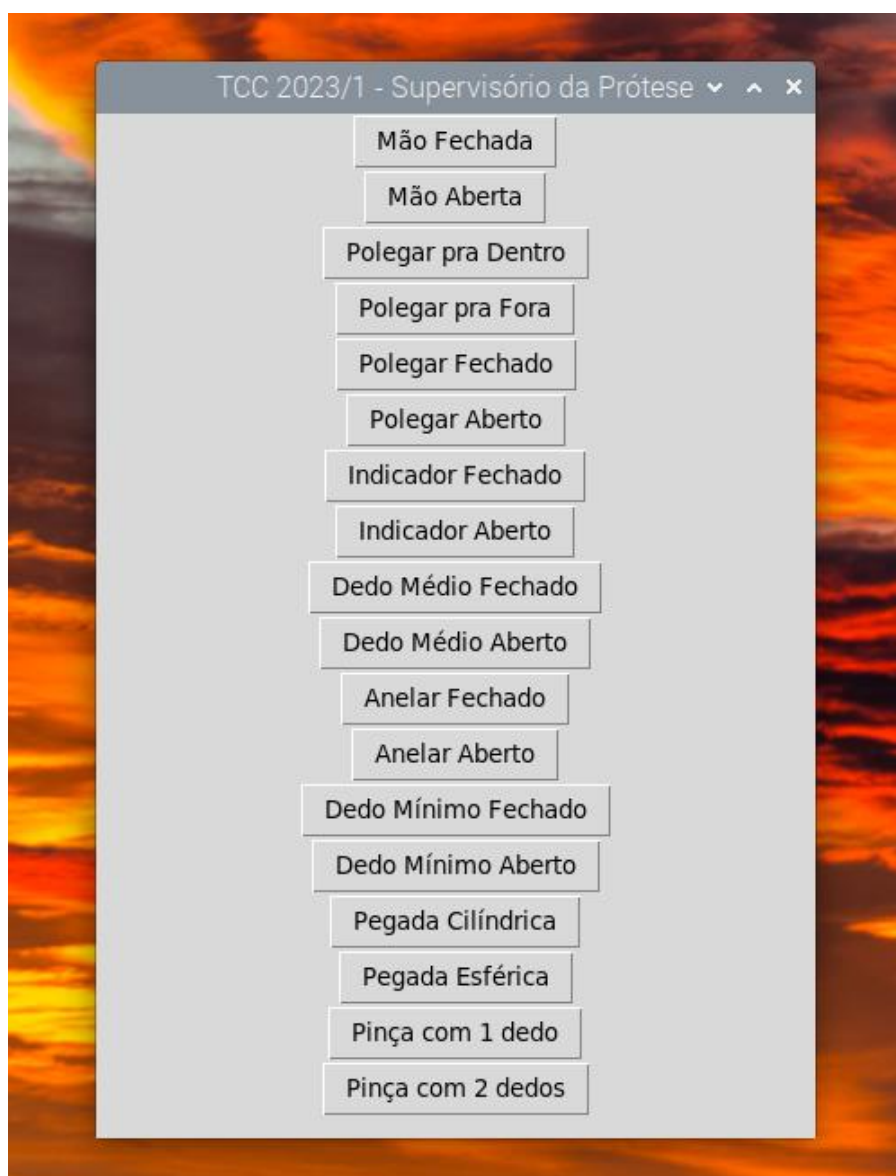
A prótese permite diversos outros movimentos, como por exemplo abrir e fechar individualmente cada dedo, podendo obter diversas outras combinações, as quais foram mais exploradas no desenvolvimento do supervisor.

## 4.6 Desenvolvimento do supervisor

Nesta etapa, inicialmente foi desenvolvido um código baseado em GUI (*Graphic User Interface*, ou em português, Interface de Uso Gráfica) usando a biblioteca Tkinter do Python, onde cada movimento foi atribuído a uma função e cada função foi atribuída a um botão de acionamento.

Após inserir um número significativo de movimentos no supervisor, o mesmo foi posto em teste e obteve funcionamento normal de todos os botões inseridos, onde a prótese respondeu o devido movimento dentro do esperado. A figura 34 mostra uma imagem do supervisor em sua primeira versão.

Figura 34 – Supervisor de controle da prótese, versão inicial



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Com a implementação dos sensores no Raspberry, foi necessário acrescentar mais alguns botões e também campos para leitura dos sensores. Nesta etapa também foi dado um tratamento no tamanho e posicionamento dos botões, dando uma leve organizada no supervísório. Foram adicionados botões separados para que cada sensor pudesse ser lido individualmente se assim for a vontade do usuário. A versão atualizada do supervísório pode ser vista na figura 35.

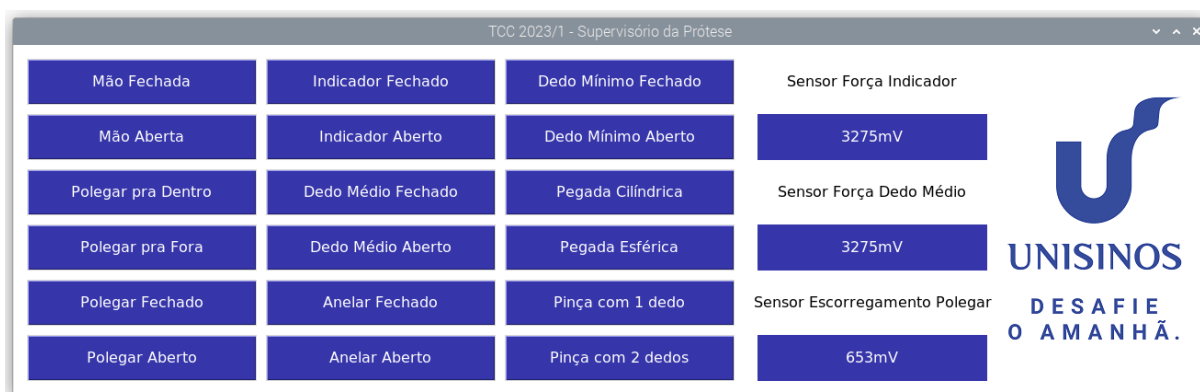
Figura 35 – Supervísório da prótese, adição dos sensores



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

De forma a ter uma resposta contínua no supervisório em relação aos sensores, os botões de leitura deles foram removidos e uma alteração no código foi feita, desta forma, ao iniciar o programa, o supervisório estará sempre mostrando o atual valor detectado pelos sensores, estejam estes em excitação ou repouso. Considerando mais algumas modificações, tais como aumento da fonte e reposicionamento dos botões de forma a ter uma tela apresentável com formato paisagem em vez de retrato, assim chegamos a versão final do supervisório vista na figura 36.

Figura 36 – Supervisório, versão final

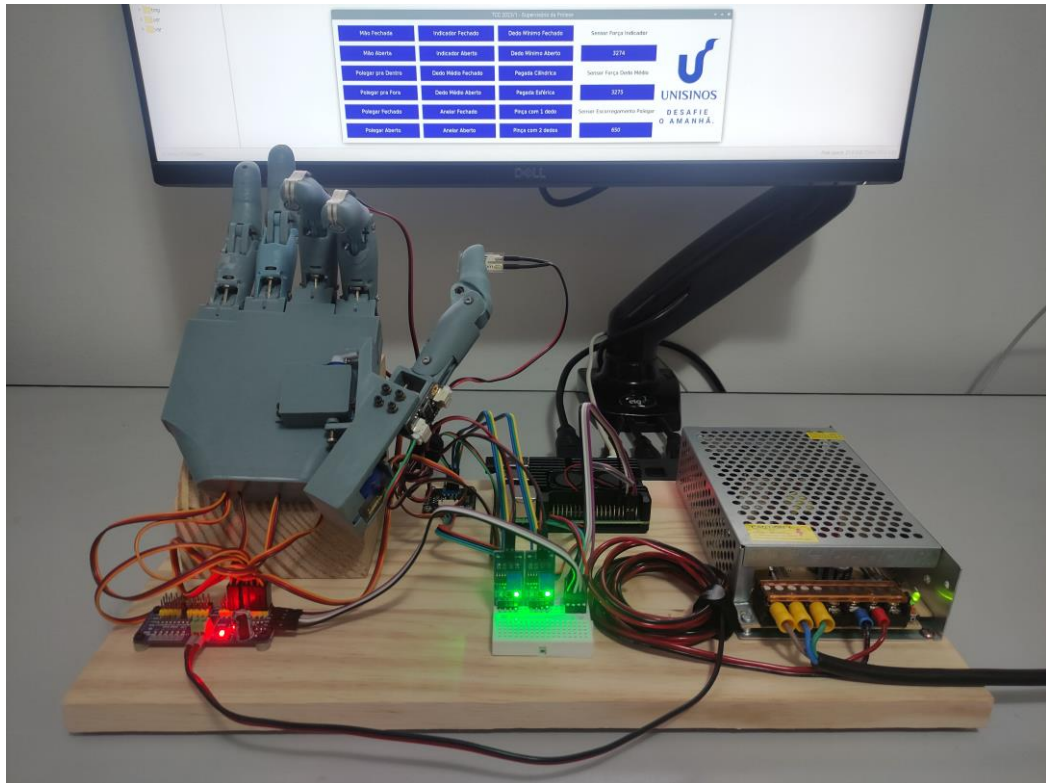


Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

#### 4.7 Montagem final do projeto

Para finalizar, todos os módulos, placas e itens referentes ao projeto foram montados em uma base de madeira, de forma a facilitar o transporte e organização de todos os blocos do trabalho. A Prótese ficou acoplada em um bloco de madeira com inclinação de aproximadamente 40° em relação a base de forma a facilitar a visualização dos movimentos e também estar em uma posição que exige menos pressão nos tendões, mesmo eles estando em repouso. As placas de interface dos sensores de força foram conectadas em uma pequena *protoboard* que serve também para as conexões do Servo Driver e do conversor A/D que vão até o Raspberry PI. A figura 37 ilustra o projeto montado na base. O Apêndice E mostra a tabela 9 que contém o custo de cada item do projeto e seus valores em reais.

Figura 37 – Projeto completo e montagem final

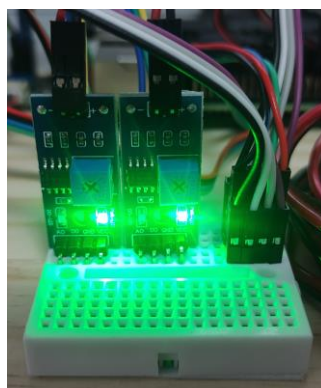


Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Na foto acima percebe-se que os dedos indicador e dedo médio foram propositalmente dobrados para que fosse possível ver a instalação dos sensores de força com mais facilidade. O supervisor também está visível sendo executado na tela ao fundo.

Já na figura 38 vemos a *protoboard* com as placas de interface dos sensores de força conectadas e também as conexões que interligam o Servo Driver e o conversor A/D ao Raspberry PI.

Figura 38 – Conexões da *protoboard*

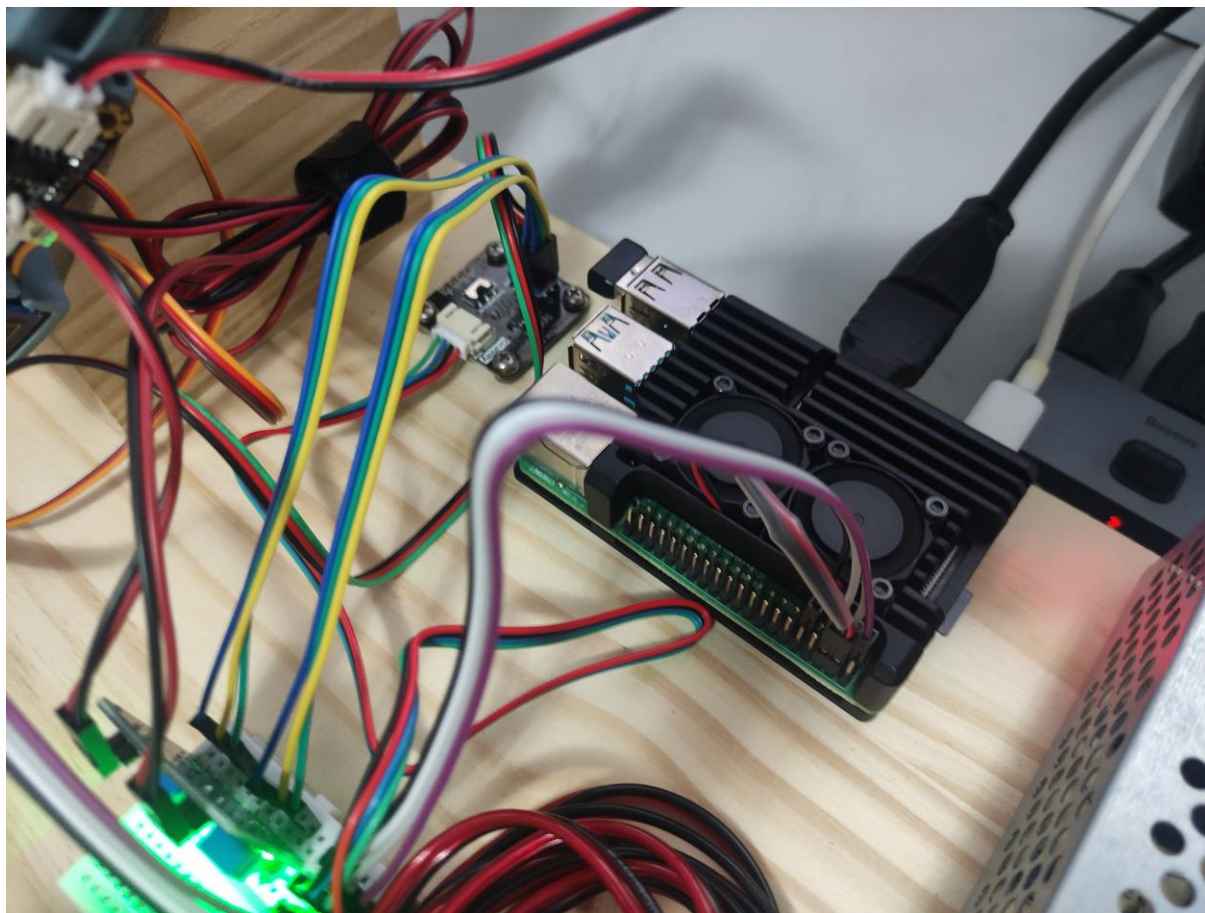


Fonte: Elaborado pelo autor (2023).



E por fim, na figura 39, podemos observar onde está localizado o conversor A/D ao lado do Raspberry PI e suas devidas conexões.

Figura 39 – Conversor A/D posicionado na base



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

#### 4.8 Testes definitivos do projeto

Após o término de todas as montagens finais, foi necessário fazer uma bateria de testes para ter uma estimativa de funcionamento do projeto e seus limites. Para os motores, foi feita uma série de 100 repetições de abertura e fechamento para cada dedo (considerando agora as faixas de trabalho específicas e não os limites de giro dos motores). Esta repetições foram feitas manualmente, para exercitar também a repetibilidade de cliques no supervisor, para ver se em algum momento o mesmo iria travar ou apresentar alguma lentidão. Cada vez que algum movimento não era bem executado, era constatado na tabela 6 e seu devido comportamento comentado.

Tabela 6 – Teste dos dedos com repetitibilidade

Dedo	Movimento OK	Movimento NOK	Observação
<b>Indicador</b>	89	11	Movimentos com falha não atingiram faixa completa de trabalho.
<b>Médio</b>	86	14	Movimentos com falha não atingiram faixa completa de trabalho.
<b>Anelar</b>	97	3	Movimentos com falha não atingiram faixa completa de trabalho.
<b>Mínimo</b>	98	2	Movimentos com falha não atingiram faixa completa de trabalho.
<b>Polegar Motor Lateral</b>	100	0	Todos os movimentos ok.
<b>Polegar Motor Principal</b>	97	3	Movimentos com falha não atingiram faixa completa de trabalho.
<b>Média</b>	94,5%	5,5%	N/A

Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Para os sensores de força, o movimento escolhido de teste foi a pegada cilíndrica, a qual foi executada considerando diversas opções de objetos para verificar os valores lidos pelo sensor. Todas as opções escolhidas para teste possuíam um diâmetro superior ao fechamento máximo da mão, para obrigar os servomotores a trabalharem e exercerem o torque, pressionando os sensores contra os objetos e assim obtendo as medidas pelo supervisor. Este teste visou ver os diferentes resultados de medidas de força, portanto não há falhas consideradas. Na tabela 7 estão os valores medidos para cada teste efetuado.

Tabela 7 – Teste dos sensores de força (diferentes objetos)

Objeto	Sensor Força Indicador (mV)	Sensor Força Dedo Médio (mV)
Garrafa pet vazia 500ml	3197	3182
Garrafa pet cheia 500ml	2948	2971
Lata vazia 350ml	3203	3219
Lata cheia 350ml	3177	3191
Cilindro PVC (cano)	3169	3174
Térmica de alumínio 500ml	3201	3212

Fonte: Elaborado pelo autor (2023).



Para o teste do sensor de escorregamento, foi usado um copo plástico enrugado, o qual foi removido 10 vezes da mão com diferentes velocidades de remoção, sendo estas de forma aleatória e não gradativa, então era lido o valor medido do sensor conforme tabela 8 abaixo.

Tabela 8 – Teste do sensor de Escorregamento

Remoção do copo (repetições)	Sensor de Escorregamento (mV)
1	725
2	912
3	698
4	1001
5	811
6	683
7	1214
8	1055
9	966
10	1113

Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Notava-se que quanto mais rápido se removia o copo, maior era o pico atingido da medição devido a diferença de frequência exercida partindo do repouso, ou seja, gerava uma amplitude maior na saída nos casos de remoção mais rápida (maior variação de frequência).

## 5 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Com relação aos testes dos movimentos dos dedos, ao analisar a tabela 6, vemos que o único dedo sem nenhuma falha foi o do motor lateral do polegar, isso se deve ao fato do mesmo realizar o movimento sem depender de um tendão. Todos os outros acabaram tendo falhas em alguns momentos. Em especial os dedos indicador e médio apresentaram uma quantidade de falhas mais significativa, 11 e 14 falhas respectivamente. Isso aconteceu pois estes dois dedos possuem os servomotores localizados mais distantes, sendo assim possuem tendões mais longos, que devido a inúmeras repetições, em alguns movimentos o tendão acabava tendo algum atrito no caminho interno, não esticando completamente e assim não permitindo com que o dedo retorne totalmente à sua posição inicial (aberto).

Em se tratando dos sensores de força, ficou claro que após os resultados da tabela 7, a prótese da forma que foi dimensionada não possui capacidade de exercer uma força considerável. Os diferentes objetos utilizados não surtiram muito efeito nas respostas, tendo o valor mais significativo sendo de pouco mais de 300 mV no caso da garrafa pet cheia, o que ainda é menos de  $\frac{1}{4}$  da capacidade do sensor (considerando a escala de teste 3277 mV à 1846 mV). Tentativas de exercer mais força na prótese através de modificações na faixa de trabalho dos motores acabaram causando danos em algumas peças, então após reposição e recalibração dos movimentos, constatou-se que os resultados obtidos já estão no limite da capacidade da prótese.

Em relação ao sensor de escorregamento, seu funcionamento está dentro do esperado. Considerando o copo utilizado, mesmo após repetidas remoções da mão, o valor mais elevado detectado por ele ficou em 1214 mV. As ranhuras do copo possuem uma distância que varia entre 3 mm e 4 mm (elas aumentam gradativamente da base até o bocal) e se comparadas aos dentes da engrenagem que se distanciam a cada 1,5 mm, é notável que o máximo atingido de pico de tensão de remoção do copo esteja abaixo do pico de tensão verificado no teste com a engrenagem.

## 6 CONCLUSÃO

Este trabalho de conclusão teve a finalidade de demonstrar o quanto é possível desenvolver um projeto em cima de algo já existente, voltado ao objetivo de mostrar o funcionamento de uma prótese e suas possíveis peculiaridades, dificuldades e ajustes para atingir um determinado resultado satisfatório.

Os objetivos propostos foram atingidos em sua íntegra, a prótese foi concretizada, obteve um funcionamento de movimentos com mais de 94% de proficiência, os sensores funcionaram, o supervisor conseguiu controlar e mostrar os valores esperados medidos pelos sensores. Porém claro, cada etapa teve suas dificuldades.

As modificações na prótese para que a mesma pudesse funcionar utilizando somente servomotores exigiu algumas reimpressões de peças que conforme iam sendo montadas e perfuradas, algumas quebravam porque determinado furo foi feito em uma parte mais sensível impressa, ou tal encaixe precisava de um acabamento mais detalhado para que o encaixe não fosse muito afetado pelo atrito. O posicionamento dos tendões até chegar à posição escolhida foi também uma etapa complexa, pois qualquer pequena região áspera no caminho onde ele iria percorrer afetava o movimento, curvando o cabo. No entanto após estes estarem devidamente posicionados e funcionando, permitiam os dedos voltarem a posição de abertura sem o auxílio de elásticos, que eram usados na prótese original. Os motores tendo sido deitados dentro da palma permitiram que a mesma não precisasse ser expandida em espessura. Somente o dedo polegar teve seu tamanho aumentado consideravelmente devido ao incremento na base do dedo para comportar o servomotor.

Mesmo os sensores de força tendo uma boa linearidade devido aos circuitos de condicionamento (placas de interface), ao realizar as medições, era preciso repetir o processo algumas vezes pois em certos momentos parecia não fazer sentido os resultados medidos. Isso ocorria pois o objeto pressionado contra o sensor as vezes não tocava todo o diâmetro da área pressionável, fazendo com que os valores percebidos não fossem sempre os esperados nas primeiras medidas na etapa de validação, o que ocorreu também durante as medições já na prótese, eles tiveram que ser reposicionados várias vezes na ponta dos dedos até atingir uma posição onde eles fossem pressionados em uma área maior pelos objetos, retornando assim um valor mais estável. Porém mesmo após estes ajustes a prótese não demonstrou ter muita

força ao realizar os testes. Os valores de tensão verificados em ambos os dedos ficaram aproximadamente entre 100 mV e 300 mV. As tentativas de alterar a programação, colar a hélice ao invés de mantê-la apenas encaixada e reposicionar algumas vezes o sensor para aumentar o contato com o objeto acabaram resultando em danos, rachaduras e quebra de algumas peças devido as repetidas tentativas. Somente modificações muito significativas poderiam trazer valores mais elevados de medições, tais como aumento da robustez de determinadas peças (espessura) e melhorias no caminho onde o tendão passa até chegar no motor ou ainda substituição por outro tipo de cabo.

O sensor de escorregamento também necessitou de repetidas medidas, tanto na etapa de testes quanto durante seu uso na prótese, neste caso não devido a sua área de contato, mas pelo fato de seu valor ser medido somente nas variações de frequência. Como sua curva de funcionamento retornava um valor maior de tensão quanto maior a frequência exercida, não foram feitas tentativas bruscas de possíveis formas de obter um sinal de maior amplitude, para garantir a integridade da prótese e seus módulos.

Com relação ao supervisor, mesmo ele obtendo funcionamento em todos os seus botões e mostrando os valores coerentes dos sensores, em sua versão final ele acabou ficando mais lento ao manter o monitoramento constante dos valores lidos nos sensores. Mesmo diminuindo os valores de *delay* em várias partes da programação, tanto entre movimentos quanto na atualização de leitura dos sensores, ele atingiu um certo limite que era perceptível ao enviar comandos ou visualizar os valores lidos, quando se comparava ao supervisor sem a implementação dos sensores, onde era possível enviar comandos mais rapidamente aos dedos, ou quando se observava os valores de sensores lidos no terminal do compilador, antes de migrar eles para o supervisor.

Todas as limitações citadas em relação ao projeto serão de grande valia para futuros alunos que desejarem explorar esta área, podendo assim partir de um determinado ponto onde a maioria dos problemas detectados já foram mensurados.

O código utilizado para o projeto, os arquivos atualizados das impressões em 3D e o protótipo impresso ficarão disponíveis na universidade para que qualquer estudo, melhoria ou demonstração possa ser efetuado.

## 6.1 Sugestões de trabalhos futuros

Este projeto, mesmo tendo diversas implementações, ainda pode ser complementado ou servir de ideia para futuros trabalhos, tais como:

- Implementar movimentos de resposta da prótese, conforme determinados valores sejam medidos nos sensores;
- Acionamento dos movimentos através de sinais mioelétricos;
- Uma forma de detecção de desempenho, onde a prótese avise quando tal movimento, motor ou sensor não está mais funcionando dentro de um mínimo aceitável;
- troca do sistema de tendões por peças mecânicas, evitando assim qualquer atrito que curve o cabo;
- Implementação de mais graus de liberdade como pulso e antebraço, os quais podem também servir de compartimento para placas e módulos;
- Implementação de mais sensores nos outros dedos ou mais um tipo de sensor, por exemplo, sensor de temperatura.

## REFERÊNCIAS

- ALL DATASHEET. **ADS1115 – Analog to Digital Converter with Internal Reference**. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/292735/TI/ADS1115.html>. Acesso em: 30 mai. 2022.
- BIONICS FOR EVERYONE. **Atom Touch from Atom Limbs**. Disponível em: <https://bionicsforeveryone.com/atom-touch-from-atom-limbs/>. Acesso em: 24 abr. 2022.
- BIONICS FOR EVERYONE. **Bionic Hand Price List**. Disponível em: <https://bionicsforeveryone.com/bionic-hand-price-list/>. Acesso em 27 abr. 2022.
- BLOEDOW, Marcos. Acionamento de Mão Protética para segurar Objetos Monitorando Força e Deslizamento. Unisinos, São Leopoldo, 2016.
- CASA DAS BALANÇAS. **Peso Padrão Classe F1**. Disponível em: <https://www.casadasbalancas.com.br/produto/peso-padrao-classe-f1/23364>. Acesso em: 05 jun. 2022.
- CHUI, Kevin. K, **ORTHOTICS AND PROSTHETICS IN REHABILITATION**. 4. Ed. Elsevier, 2020.
- CIRCUITOS COM AMPOPS. **Seguidor de tensão**. Capítulo 15.3.1. Disponível em: [https://www.ufrgs.br/eng04030/Aulas/teoria/cap\\_15/circampo.htm](https://www.ufrgs.br/eng04030/Aulas/teoria/cap_15/circampo.htm). Acesso em: 07 jun. 2022.
- DFROBOT. **Flexible Piezo Film Vibration Sensor**. Disponível em [https://wiki.dfrobot.com/Gravity\\_Flexible\\_Piezo\\_Film\\_Vibration\\_Sensor\\_SKU\\_SEN\\_0209](https://wiki.dfrobot.com/Gravity_Flexible_Piezo_Film_Vibration_Sensor_SKU_SEN_0209). Acesso em 24 mai. 2023.
- DFROBOT. **I2C ADS1115 ADC Module**. Disponível em [https://wiki.dfrobot.com/Gravity\\_I2C\\_ADS1115\\_16-Bit\\_ADC\\_Module\\_Arduino\\_%26\\_Raspberry\\_Pi\\_Compatible\\_SKU\\_DFR0553](https://wiki.dfrobot.com/Gravity_I2C_ADS1115_16-Bit_ADC_Module_Arduino_%26_Raspberry_Pi_Compatible_SKU_DFR0553). Acesso em: 24 mai. 2023.
- ELECTRICAL TECHNOLOGY. **Piezoelectric-sensor**. Disponível em: <https://www.electricaltechnology.org/2020/05/piezoelectric-sensor.html>. Acesso em: 22 mai. 2022.
- ELECTRONICS HUB. **Servo-motors**. Disponível em: [https://www.electronicshub.org/servo-motors/#DC\\_Servo\\_Motors](https://www.electronicshub.org/servo-motors/#DC_Servo_Motors). Acesso em: 27 abr. 2022.
- ENABLING THE FUTURE. **e-NABLE**. Disponível em: <https://enablingthefuture.org/>. Acesso em: 27 abr. 2022.

HAROLDO, Amaral. **Amplificador de Instrumentação**. Disponível em: <https://www.embarcados.com.br/amplificador-de-instrumentacao/>. Acesso em: 07 jun. 2022.

INMOOV. **Hand and Forarm**. Disponível em: <http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>. Acesso em: 25 abr. 2022.

LI, Q.; XING, J.; SHANG, D.; WANG, Y. **A Flow Velocity Measurement Method Based on a PVDF Piezoelectric Sensor**. Harbin Engineering University, 150001, China, p. 1. Jan, 2019.

MALVINO, Albert P. **Eletrônica**. 4. Ed. São Paulo, SP: Makron Books, 1997. Cap. 20, p. 257.

MCDONALD, C.; WEAVER, S.; HAAGSMA, J.; KARTIN, D. **Global prevalence of traumatic non-fatal limb amputation**. Department of Rehabilitation Medicine, University of Washington, Seattle, WA, USA, p. 105-114. Apr, 2021.

O'SULLIVAN, Susan B. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 6. Ed. Barueri, SP: Manole, 2018. Capítulos 22 e 31.

OPEN BIONICS. **Prosthetic Hands**. Disponível em: <https://openbionics.org/affordableprosthetichands/>. Acesso em 25 abr. 2022.

ÖSSUR. **i-Limb® Ultra titanium**. Disponível em: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-limb-ultra-titanium>. Acesso em: 25 abr. 2022.

OTTOBOCK. **Bebionic hand**. Disponível em: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>. Acesso em: 25 abr. 2022.

PYTHON™. **Tkinter – Python interface to Tcl/Tk**. Disponível em <https://docs.python.org/3/library/tkinter.html>. Acesso em: 21 mai. 2023.

RASPBERRY PI. **Raspberry Pi 4**. Disponível em: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/>. Acesso em: 27 abr. 2022.

SERVOMOTOR. **Funcionamento do Servo Motor**. Disponível em: <https://www.feis.unesp.br/Home/departamentos/engenhariaeletrica/aula-4---servo-motor-13-03-2013-final.pdf>. Acesso em 31 mai. 2023.

SILVA, João. **Projeto e Desenvolvimento de Sistema de Acionamento para Prótese de Mão Open Source**. Unisinos, São Leopoldo, 2021.

SLADE, P.; AKHTAR, A.; NGUYEN, M.; BRETTL, T. **Tact: Design and Performance of an Open Source, Affordable, Myoelectric Prosthetic Hand**. 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) Washington State Convention Center, Seattle, Washington, p. 6451-6456. May, 2015.

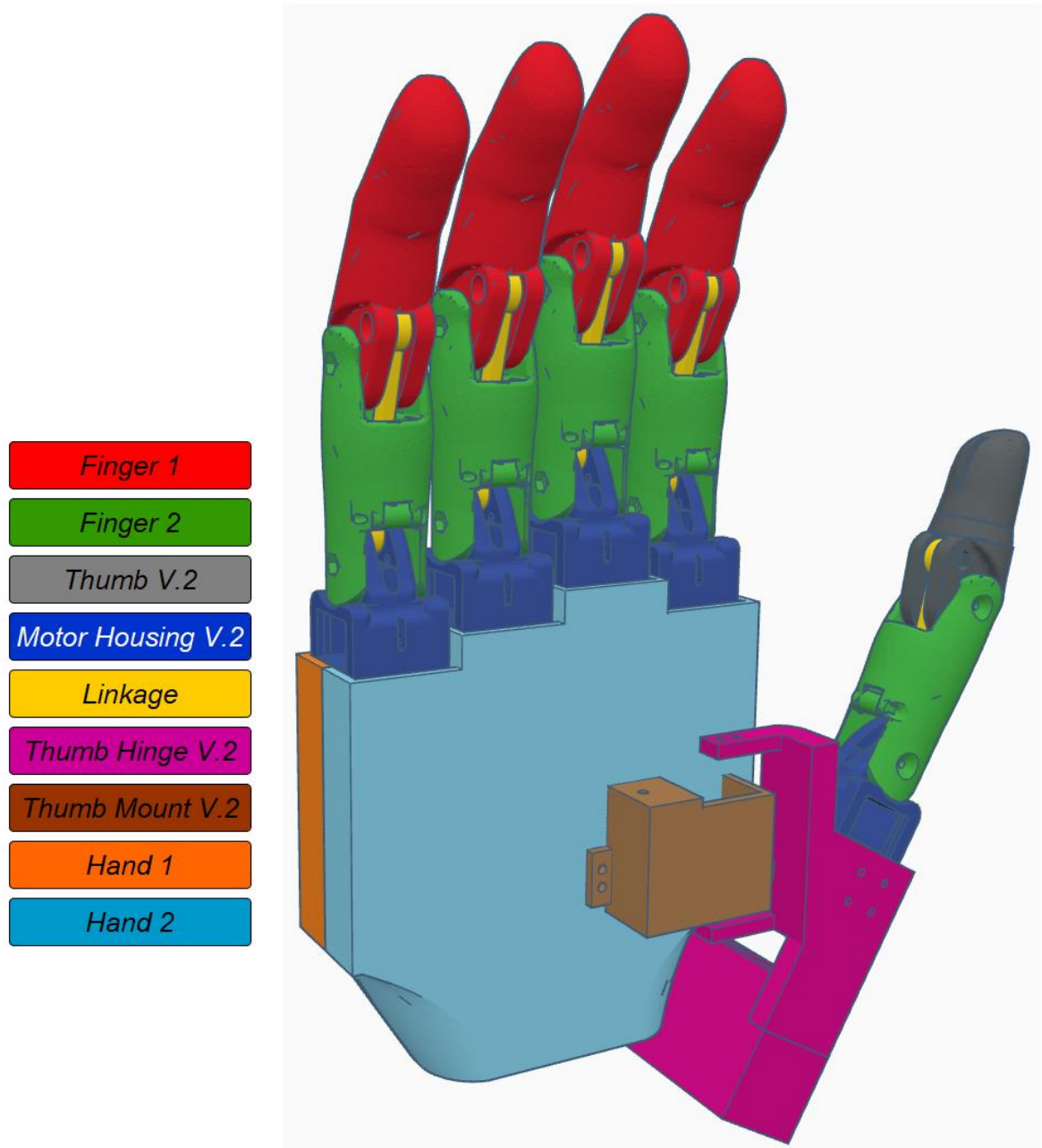


TOWERPRO. **SG90 digital servo**. Disponível em: <https://torqpro.com/product/sg90-digital/>. Acesso em: 27 abr. 2022.

THOMAZONI, Lucas. **Análise e Implementação de Protótipo de Mão Robótica**. Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul, 2015.

## APÊNDICE A – IDENTIFICAÇÃO PEÇAS DA PRÓTESE

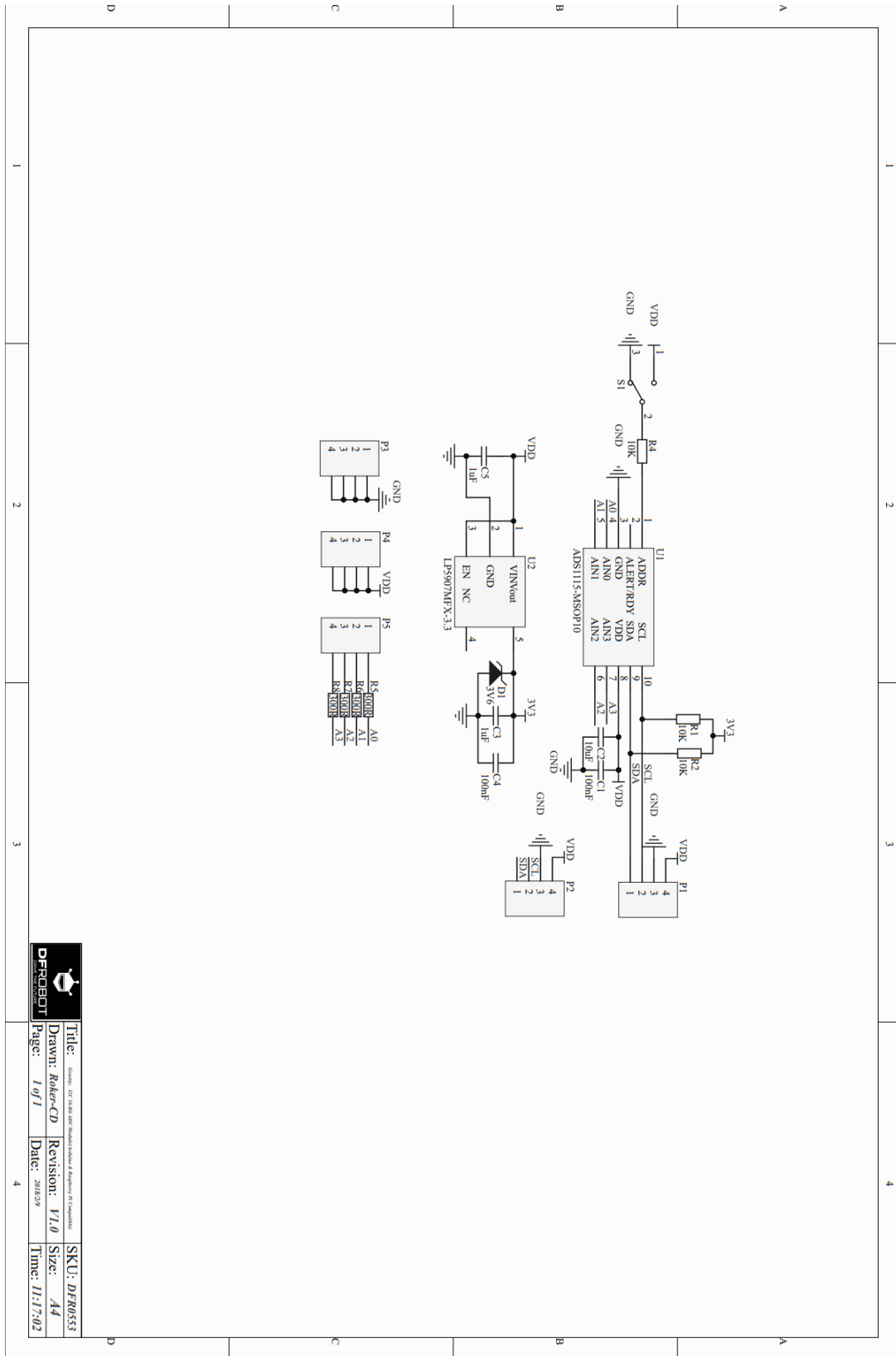
Figura 40 – Prótese e nomes de cada peça



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

## APÊNDICE B – ESQUEMÁTICO DO CONVERSOR A/D

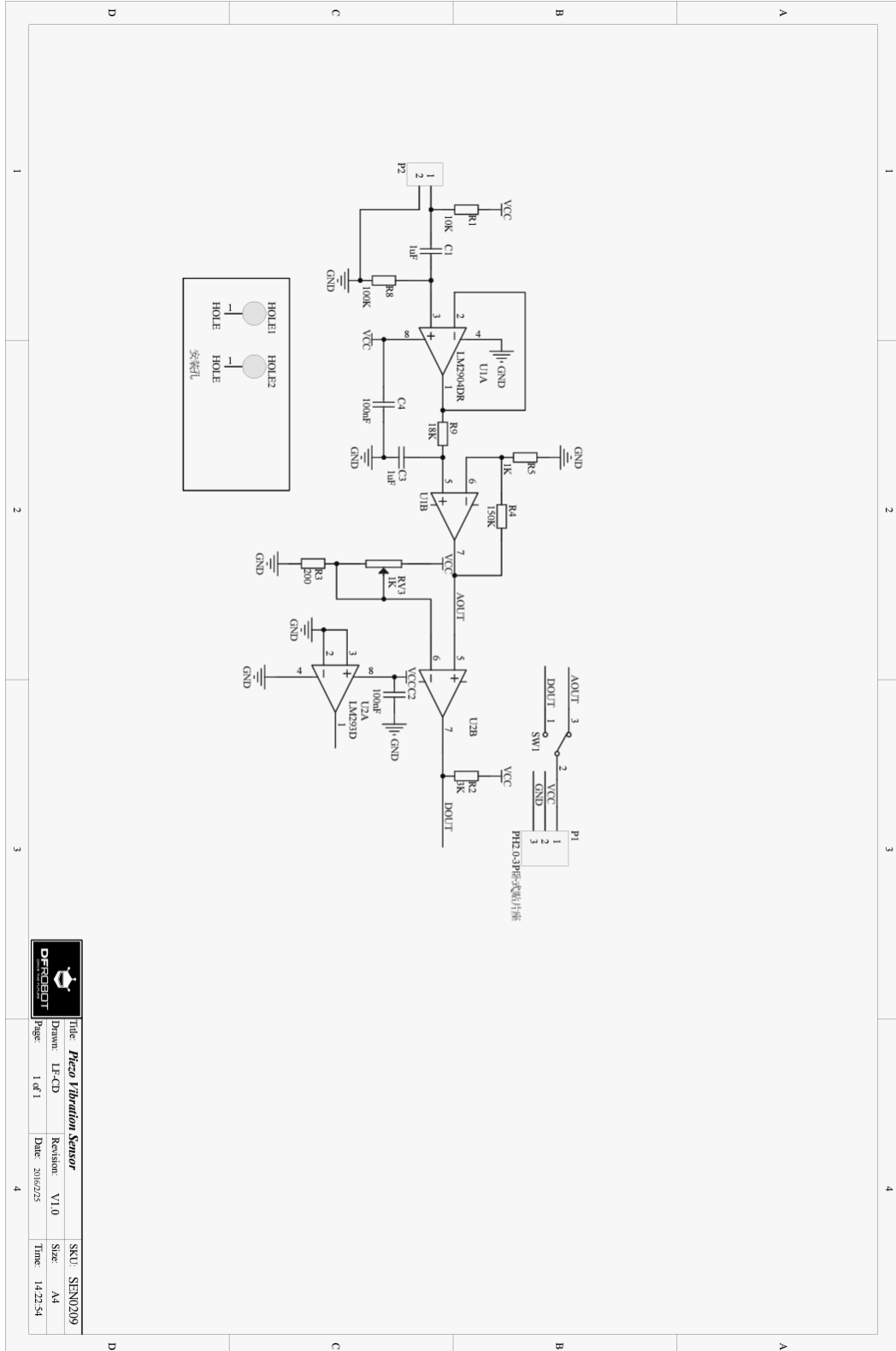
Figura 41 – Módulo conversor A/D I2C ADS1115 16 bit



	<b>Title:</b> Gerente - DF-robot (DF-robot Indústria & Comércio de Componentes)	<b>SKU:</b> DFR0553
<b>DFROBOT</b>	<b>Drawn:</b> Rober-CD	<b>Size:</b> A4
<b>Page:</b> 1 of 1	<b>Revision:</b> V1.0	<b>Time:</b> 11:17:02
	<b>Date:</b> 20/08/29	

## APÊNDICE C – ESQUEMÁTICO PLACA DE INTERFACE SENSOR ESCORREGAMENTO

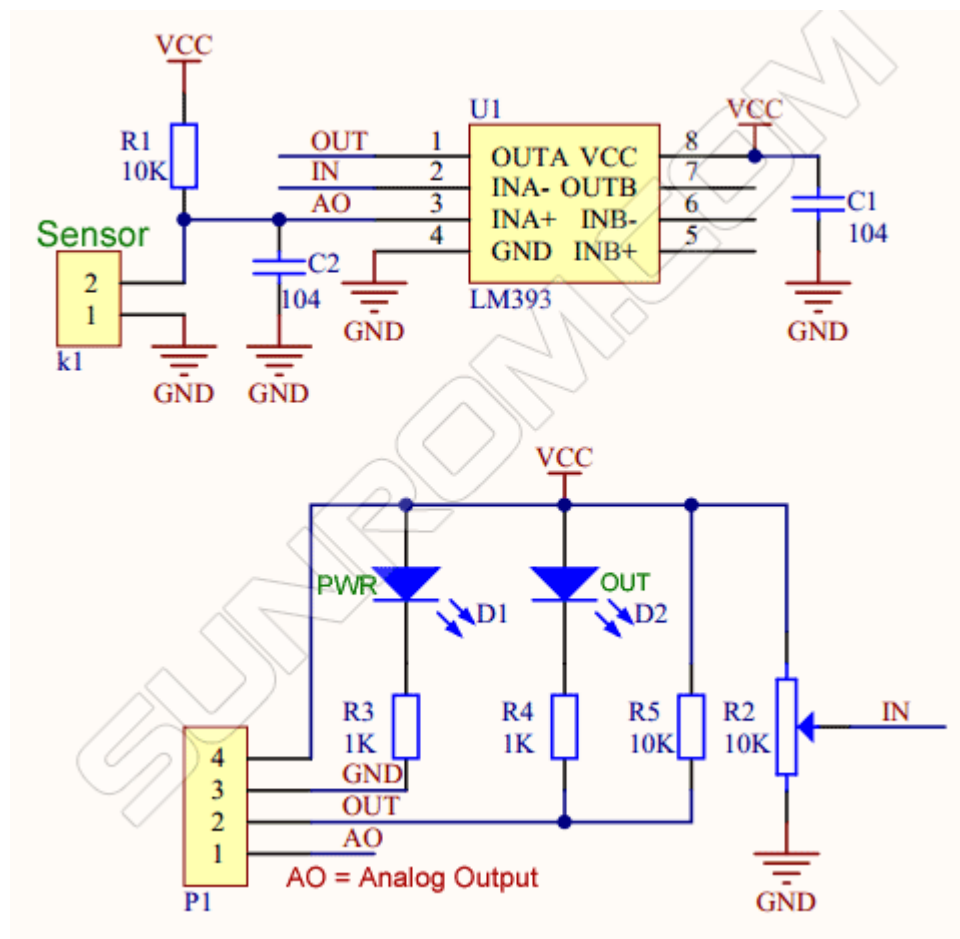
Figura 42 – Placa de Interface Sensor de Escorregamento



<b>DFROBOT</b>	
Title: <b>Pico Vibration Sensor</b>	SKU: SEN0209
Drawn: LE-CD	Revision: V1.0
Page: 1 of 1	Date: 2016/2/25
	Size: A4
	Time: 14:22:54

## APÊNDICE D – ESQUEMÁTICO PLACA DE INTERFACE SENSOR FORÇA

Figura 43 – Placa de Interface Sensor de Força



Fonte: SUNROM (2023).

## APÊNDICE E – LISTA DE MATERIAIS E VALORES DO PROJETO

Tabela 9 – Materiais do projeto e preços de cada item

Item	Quantidade	Preço Unidade	Preço Total
Raspberry Pi4	1	R\$ 1.099,97	R\$ 1.099,97
Case alumínio com 2 cooler	1	R\$ 78,50	R\$ 78,50
Fonte Externa 5V/10A	1	R\$ 69,00	R\$ 69,00
Impressão Prótese 3D	1	R\$ 180,00	R\$ 180,00
Impressão Peças Modificadas 3D	4	R\$ 30,00	R\$ 120,00
Módulo Conversor A/D	1	R\$ 87,35	R\$ 87,35
Placa de Interface Sensor Força	2	R\$ 13,35	R\$ 26,70
Placa de Interface Sensor Escorregamento	1	R\$ 32,96	R\$ 32,96
Sensor de Força	2	R\$ 24,23	R\$ 48,46
Sensor de Escorregamento	1	R\$ 18,15	R\$ 18,15
Servo Driver	1	R\$ 29,90	R\$ 29,90
Servomotor TowerPro SG90	6	R\$ 11,71	R\$ 70,26
Parafuso sextavado M2 Aço 10mm	32	R\$ 0,93	R\$ 29,76
Parafuso sextavado M2 Inox 20mm	10	R\$ 5,00	R\$ 50,00
Porca M2	42	R\$ 0,87	R\$ 36,54
Varal de aço 15m	1	R\$ 9,90	R\$ 9,90
Mini Protoboard 170 pontos	1	R\$ 9,81	R\$ 9,81
Cabo jumper macho x fêmea 14 peças	1	R\$ 4,29	R\$ 4,29
Cabo jumper 2 pinos fêmea x fêmea	2	R\$ 7,28	R\$ 14,56
<b>TOTAL INVESTIDO</b>			<b>R\$ 2.016,11</b>

Fonte: Elaborado pelo autor (2023).