

Eduardo Alexandre Rauber e Lucas Emanuel de Oliveira

Desenvolvimento de protótipo de prótese  
controlada de mão por meio de manufatura  
aditiva

Toledo

2021

Eduardo Alexandre Rauber e Lucas Emanuel de Oliveira

# Desenvolvimento de protótipo de prótese controlada de mão por meio de manufatura aditiva

## Development of hand prosthesis prototype through additive manufacturing

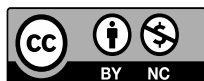
Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2 do Curso de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR Campus Toledo, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Yoshihiro Nakano

Coorientador: Prof. Dr. Felipe Walter Dafico Pfrimer

Toledo

2021



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

Esta licença permite que outros remixem, adaptem e criem a partir do trabalho licenciado para fins não comerciais, com crédito atribuído ao autor. Os usuários não têm que licenciar os trabalhos derivados sob os mesmos termos estabelecidos pelo autor do trabalho original.

Eduardo Alexandre Rauber e Lucas Emanuel de Oliveira

## Desenvolvimento de protótipo de prótese controlada de mão por meio de manufatura aditiva

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2 do Curso de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR Campus Toledo, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Toledo, 28 de agosto de 2021:

---

**Prof. Dr. Alberto Yoshihiro Nakano**  
Orientador

---

**Prof. Dr. Felipe Walter Dafico Pfrimer**  
Coorientador

---

**Prof. Dr. Maurício Zardo Oliveira**  
Membro da Banca

---

**Prof. Dr. Tiago Piovesan Vendruscolo**  
Membro da Banca

Toledo  
2021

A folha de aprovação assinada encontra-se na coordenação do curso

## RESUMO

O presente projeto tem como objetivo desenvolver um protótipo de uma mão com capacidade de reproduzir os movimentos naturais de uma mão humana, visando baixo custo para que seja acessível a um maior número de pessoas. Inicialmente, fez-se um estudo teórico sobre os principais elementos que compõem a mão, bem como acerca das próteses já existentes e suas funcionalidades. Baseado neste contexto, idealizou-se o protótipo de prótese com o intuito de se consolidar como uma alternativa viável a uma pessoa que sofreu amputação ou invalidez em alguma das mãos, ou apresenta alguma anomalia, a fim de elevar sua qualidade de vida. A fabricação do protótipo foi realizada por processo de impressão 3D a partir do modelo *open source* de prótese, denominado HACKberry, realizando as adaptações necessárias para aprimoramento do protótipo. Para transmitir as instruções em relação aos movimentos para o protótipo utilizou-se um controle remoto. Além disso, o dispositivo possui atuadores, transdutores e receptores infravermelhos, que unidos a uma placa de circuito impresso efetuam o controle e os movimentos dos dedos da mão, que são programados por meio da linguagem C, realizando os testes de movimentação e acionamento.

**Palavras-chave:** Mão robótica. Impressão 3D. Instrumentação. Prótese para membros superiores.

## ABSTRACT

This project aims to develop a prototype of a hand capable of reproducing the natural movements of a human hand, aiming at a low cost so that it is accessible to a greater number of people. Initially, there was a theoretical study on the main elements that make up the hand, as well as on the existing prostheses and their functionalities. Based on this context, the prosthesis prototype was conceived in order to consolidate itself as a viable alternative for a person who has suffered amputation or disability in one of the hands, or has an anomaly, in order to improve their quality of life. The prototype was manufactured using a 3D printing process from the *open source* prosthesis model, called HACKberry, making the necessary adaptations to improve the prototype. To transmit the instructions regarding the movements to the prototype, a remote control was used. In addition, the device has actuators, transducers and infrared receivers, which, together with a printed circuit board, carry out the control and movements of the fingers of the hand, which are programmed using the C language, performing the movement and activation tests.

**Keywords:** 3D printer process. Robotic Hand. Hand for upper limbs. Instrumentation.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Estrutura subcutânea da palma da mão . . . . .	15
Figura 2 – Sistema esquelético da mão humana . . . . .	16
Figura 3 – Funções estáticas da mão humana: (a) pinça de força; (b) pinça de precisão; (c) pinça tridigital . . . . .	17
Figura 4 – Funções estáticas da mão humana: (a) garra composta; (b) garra de força; (c) garra em gancho; (d) garra palmar . . . . .	18
Figura 5 – Mão artificial desenvolvida por Ambroise Paré . . . . .	19
Figura 6 – Níveis de amputação . . . . .	20
Figura 7 – Modelo de prótese ativa acionada por força própria . . . . .	21
Figura 8 – Modelo de prótese mioelétrica . . . . .	22
Figura 9 – Próteses passivas: (a) prótese estética; (b) prótese de trabalho . . . . .	23
Figura 10 – Primeira impressora 3D desenvolvida por Chuck Hull . . . . .	23
Figura 11 – Modelos de filamentos do material PLA 1,75 mm . . . . .	24
Figura 12 – Funcionamento dos dedos a partir dos motores . . . . .	25
Figura 13 – Modelo de prótese HACKberry . . . . .	26
Figura 14 – Palma da mão da HACKberry impressa . . . . .	26
Figura 15 – Peças constituintes da mão da HACKberry . . . . .	27
Figura 16 – Impressora 3D Ender 3 que será utilizada neste projeto . . . . .	28
Figura 17 – Servomotor TowerPro - 9g SG90 . . . . .	29
Figura 18 – Micromotores e redutores; (a) Motor com torque de 21.45 mNm e velocidade 5500 rpm; redutor de 199.3:1; (b) Motor com torque de 0.769 mNm e velocidade de 11693 rpm; redutor de 12:8:1; (c) Motor com torque de 1.52 mNm e velocidade de 12300 rpm; redutor de 7:2:1 . . . . .	30
Figura 19 – PWM com variações do ciclo de trabalho . . . . .	31
Figura 20 – Microcontrolador Atmega 328p . . . . .	32
Figura 21 – Sensor piezoelétrico . . . . .	32
Figura 22 – Movimentos que serão realizados pelo protótipo . . . . .	33
Figura 23 – Circuito embarcado e seus periféricos . . . . .	34
Figura 24 – Fluxograma representando a lógica elaborada . . . . .	35
Figura 25 – (a) Controle remoto utilizado como transmissor; (b) Infravermelho utilizado como receptor . . . . .	36
Figura 26 – Resposta de um sensor piezoelétrico a uma pressão aplicada . . . . .	36
Figura 27 – Comparativo entre um dedo da prótese HACKberry (2016) (A) e o modelo adaptado (B) . . . . .	37
Figura 28 – Comparativo entre o motor utilizado na HACKberry (2016) (A) e o motor utilizado no protótipo após a colocação da peça de encaixe (B) . . . . .	38

Figura 29 – Partes da mão impressas; (A) Palma da mão; (B) Peça de encaixe e servo motor para o dedo indicador; (C) Dedo anular ou mínimo; (D) Dedo médio com espaço para piezoelétrico . . . . .	39
Figura 30 – Dedo polegar inserido na mão juntamente com seu respectivo servo motor, destacado em (A) . . . . .	40
Figura 31 – Protótipo de prótese de mão humana montada de forma completa, apresentada de costas em (A), destacando-se os servo motores; e de frente em (B) . . . . .	40
Figura 32 – Módulo <i>bluetooth</i> HC-06 . . . . .	41
Figura 33 – Projeto da Placa de Circuito Impresso e placa fabricada . . . . .	42
Figura 34 – Peças que unem os dedos mínimo, anular e médio destacadas em vermelho; parafusos que necessitaram de ajuste fino e ponto inicial das peças destacados em azul . . . . .	44
Figura 35 – Movimentos realizados pelo protótipo; (a) Sinal de positivo; (b) Regra da mão direita; (c) Sinal de apontar com o dedo indicador; (d) Pinça de precisão; (e) Mão aberta; (f) Mão fechada; movimentações independentes: (g) Dedo polegar; (h) Dedo indicador; (i) Dedos médio, anular e mínimo. . . . .	45
Figura 36 – Resultado da pressão sob um sensor piezoelétrico com auxílio de um osciloscópio . . . . .	48
Figura 37 – Esquemático da placa de circuito impresso . . . . .	56

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Tabela de propriedades dos materiais ABS, PLA e PETG . . . . .	28
Quadro 2 – Grau de rotação de cada motor . . . . .	43
Quadro 3 – Movimentos realizados após pressionar os botões do controle remoto .	44
Quadro 4 – Valores de próteses de mão biônicas. Cotação de 17/08/2021 US\$1,00 para R\$5,30 ( <a href="#">ECONOMIA, 2021</a> ) . . . . .	46
Quadro 5 – Comparativo das peças impressas e equipamentos entre a HACKberry e o protótipo desenvolvido . . . . .	46
Quadro 6 – Custos dos materiais e componentes do protótipo . . . . .	47



## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO . . . . .	10
2	OBJETIVOS . . . . .	12
2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS . . . . .	12
3	JUSTIFICATIVA . . . . .	13
4	REFERENCIAL TEÓRICO . . . . .	15
4.1	A mão humana . . . . .	15
4.2	Funções estáticas . . . . .	17
4.3	Próteses superiores . . . . .	19
4.3.1	Nível de amputação . . . . .	20
4.3.2	Fonte de energia . . . . .	21
4.4	Manufatura aditiva . . . . .	22
5	MATERIAIS E MÉTODOS . . . . .	25
5.1	Materiais . . . . .	25
5.1.1	HACKberry . . . . .	26
5.1.2	Impressão . . . . .	27
5.1.3	Atuadores . . . . .	29
5.1.4	Unidade controladora . . . . .	31
5.1.5	Transdutor . . . . .	32
5.2	Metodologia . . . . .	33
6	DESENVOLVIMENTO . . . . .	37
6.1	Impressão . . . . .	37
6.2	Montagem e testes . . . . .	38
6.3	Controle . . . . .	41
6.4	Placa de circuito impresso . . . . .	42
7	RESULTADOS . . . . .	43
7.1	Movimentos . . . . .	43
7.2	Custos . . . . .	46
7.3	Sensoriamento . . . . .	47
8	CONCLUSÃO . . . . .	49
9	TRABALHOS FUTUROS . . . . .	50

REFERÊNCIAS . . . . .	51
APÊNDICE A – ESQUEMÁTICO DA PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO . . . . .	55
APÊNDICE B – CÓDIGO ELABORADO EM LINGUAGEM C PARA CONTROLE DO PROTÓTIPO .	57

# 1 INTRODUÇÃO

A mão é um órgão motor fundamental do corpo humano que permite a comunicação por meio de gestos e torna capaz a utilização de ferramentas de forma precisa devido às suas funções de agarrar, sentir e tocar.

Segundo [SPICHLER et al. \(2001\)](#), realiza-se no Brasil aproximadamente 13,9 amputações a cada 100.000 habitantes por ano, devido a acidentes ou procedimentos cirúrgicos. Dentre os membros superiores, a ausência da mão torna-se um limitante para o indivíduo, tendo em vista a necessidade deste órgão para a realização de grande parte das atividades regulares realizadas diariamente ([AIRES, 2008](#)).

Com o intuito de amenizar os distúrbios físicos e psicológicos causados pela deficiência ou ausência de uma mão, com o passar dos anos foram desenvolvidas próteses para beneficiar as pessoas que convivem com esta complicação. A prótese funciona como uma ferramenta de auxílio para melhorar suas condições de vida, principalmente na execução das tarefas do dia a dia, como se alimentar, além de contribuir esteticamente ([CURA, 2005](#))

De acordo com [Zuo e Olson \(2014\)](#), uma das primeiras próteses a ser desenvolvida e utilizada ocorreu em 77 D.C. em meio a uma guerra. Esta prótese era feita de ferro e não tinha nenhum aspecto funcional, representava uma mão e foi utilizada apenas amarrada ao braço. Como complemento, segundo os mesmos autores, a primeira prótese a ser acionada pelo próprio corpo, sem a necessidade de forças externas, foi criada por Peter Baliff no ano de 1818. O instrumento era acionado com o auxílio de tiras de couro para conduzir a tensão gerada entre os músculos do ombro e do tronco, permitindo-se o movimento na porção terminal da prótese.

Com o avanço científico e tecnológico, atualmente encontram-se diversos modelos de próteses comercialmente que tem a função de auxiliar as pessoas de acordo com suas necessidades. Em contrapartida, [Oliveira e Rita \(2014\)](#) afirma que em muitos casos estas mesmas próteses possuem um alto custo, limitando a quantidade de pessoas que conseguem adquirir estes equipamentos. Baseado em informações de [Lopes e Almeida \(2013\)](#), próteses com tecnologias mais avançadas variam entre US\$ 4.000 a US\$ 75.000, e devido a este fato, tornou-se necessária a busca por novas ferramentas, possibilitando que um número maior de pessoas tenham acesso a uma prótese, por meio de redução considerável de custos.

Uma das maneiras encontradas para reduzir os custos de tais equipamentos foi por meio da impressão 3D, conhecida ainda como manufatura aditiva, criada na década de 80 pelo norte americano Chuck Hull, utilizando a tecnologia da estereolitografia ([LISBOA, 2017](#)). Segundo [Barifouse \(2012\)](#), a tecnologia de impressão 3D é baseada na sobreposição de finas camadas, normalmente em sentido horizontal, obtendo assim o objeto desejado.

A confecção de órteses e próteses impressas em 3D vem se tornando ainda mais forte, o que aumenta a visibilidade pelos profissionais da saúde e necessita cada vez mais de estudos para aprofundar o conhecimento de sua utilização (MORIMOTO et al., 2021). Dessa forma, o uso da impressão 3D atende inúmeras áreas como a medicina, onde atualmente, máquinas mais sofisticadas já conseguem reproduzir vasos sanguíneos, pele e tecidos humanos, além de permitir uma personalização de próteses e implantes com uma abrangência sem precedentes (RIBEIRO; MIYADAIRA; FERRUZZI, 2016).

Por outro lado, com a motivação de reduzir os custos de uma prótese, alcançando-se uma maior abrangência de indivíduos atendidos, o presente projeto busca a contribuição para a área de desenvolvimento de próteses, que seja capaz de realizar as funções motoras de uma mão humana.

## 2 OBJETIVOS

Este capítulo aponta o propósito deste trabalho: desenvolvimento de um protótipo de prótese controlada de uma mão por meio de manufatura aditiva, adaptada do modelo HACKberry ([HACKBERRY, 2016](#)).

### 2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Nesta seção serão apresentados os objetivos específicos com a finalidade de alcançar o objetivo principal apresentado anteriormente.

1. Realizar adaptações no projeto HACKberry a fim de aprimoramento da prótese;
2. Definir o material adequado para a impressão da prótese;
3. Definir os movimentos que serão executados pela mão robótica;
4. Definir o microcontrolador que será integrado ao sistema embarcado;
5. Definir o meio de acionamento a ser utilizado no protótipo;
6. Projetar o sistema embarcado para controle da movimentação dos dedos da mão;
7. Realizar testes no protótipo e aprimorar o código utilizado na programação, com o intuito de aperfeiçoar os movimentos da prótese impressa.

### 3 JUSTIFICATIVA

De acordo com [HOROVITZ et al. \(2006\)](#), 5 % dos nascidos vivos no Brasil, apresentam alguma anomalia no desenvolvimento corporal, sendo determinada, total ou parcialmente, por fatores genéticos. Conforme censo de 2010, 45.606.048 de brasileiros, caracterizando 23,9% da população total, apresentam algum tipo de deficiência, seja auditiva, visual, motora, mental ou intelectual, no qual 7% da população brasileira apresenta deficiência motora ([OLIVEIRA, 2012](#)).

Pessoas que se encaixam em grupos de vulnerabilidade como idosos, mulheres e pessoas no limiar da pobreza extrema tem os maiores índices de deficiência. Dentre estes grupos, a taxa é superior em países em desenvolvimento. Quando comparados, pessoas com 60 anos ou mais, habitantes de países de renda baixa representam 43,4% dos deficientes, grupo este, que representa 29,5% nos países de renda mais elevadas ([ORGANIZATION et al., 2011](#)).

Ao se avaliar a aceitação das próteses para membros superiores, observa-se que existe uma baixa taxa de aceitação, principalmente quando comparado com próteses para membros inferiores, ou seja, a proporção de pacientes que se adaptam satisfatoriamente ao dispositivo e passam a utilizá-los é baixa ([GIRAUDET, 1978](#)). Segundo [Carvalho \(2004\)](#) o índice de rejeição de próteses para membros superiores atinge cerca de 70% por parte dos usuários.

As atuais próteses comerciais possuem uma construção mecânica simplificada e grande funcionalismo, entretanto não reproduzem satisfatoriamente as características antropomórficas da mão humana, tais como movimentação e funções táteis, elevando o índice de rejeição dos usuários. Quando se trata de próteses multifuncionais, ainda podemos citar a dificuldade e complexidade do treinamento e controle de suas funções como sendo outro fator de grande relevância no índice de rejeição. O desenvolvimento de um dispositivo protético para membros superiores que possua características antropomórficas e seja capaz de reproduzir funções motoras, táteis e que atenda requisitos desejados como aparência, estética e movimentação semelhante à da mão humana real, um controle simplificado sem necessidade de exaustivo treinamento do paciente e que, utilize-se de materiais leves com boa resistência mecânica, é um grande desafio a ser superado ([DE CAMARGO, 2008](#)).

A criação de um dispositivo com essas características já é possível com o avanço tecnológico obtido nos últimos anos, propiciando ao usuário uma prótese controlável, aumentando a qualidade de vida deste paciente bem como uma maior independência no dia a dia.

Segundo ([XAVIER, 2016](#)) o preço elevado dos equipamentos e tecnologias destinadas às pessoas deficientes no mercado limita o acesso dos mesmos. Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi produzir um protótipo de prótese de fácil acesso e de custo

reduzido. Para tal, a confecção das peças que formam a prótese foram impressas a partir da tecnologia da manufatura aditiva.

## 4 REFERENCIAL TEÓRICO

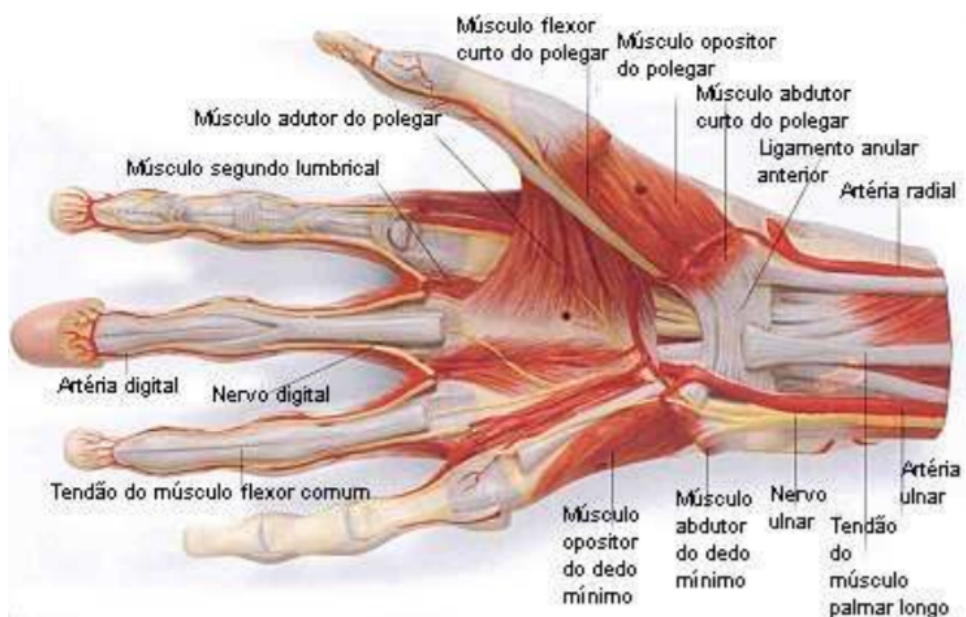
Este capítulo aborda os aspectos da mão humana apresentando sua estrutura anatômica e suas possíveis ações. Além disso, apresenta um breve histórico da construção de próteses e o método da manufatura aditiva.

### 4.1 A MÃO HUMANA

A mão é um órgão importante do ser humano que possui diversas funções essenciais para o relacionamento com o meio social, dentre elas destacam-se a execução de tarefas do cotidiano e a atuação como sensor, com a intenção de obter informações do meio externo (TUBIANA, 1981).

O ser humano faz uso da mão para a execução de atividades distintas do dia-a-dia, sejam elas simples ou complexas, devido a sua capacidade de se adequar as diversas situações que implicam no contato de inúmeros materiais de diferentes formas e texturas. Isto é possível devido a grande quantidade de elementos que são encontrados na mão, sendo composta por 27 ossos, 17 articulações, 19 músculos e uma série de tendões conectados ao antebraço (TUBIANA, 1981). O agrupamento desses elementos proporcionam flexibilidade e utilidade devido ao órgão dispor de 23 graus de liberdade (DOF – do inglês *degrees of freedom*), sendo 5 para o polegar, 4 para cada um dos outros dedos e 2 para a palma da mão (BUNDHOO; PARK, 2005). Na Figura 1, são observados os músculos que compõem a mão humana.

Figura 1 – Estrutura subcutânea da palma da mão



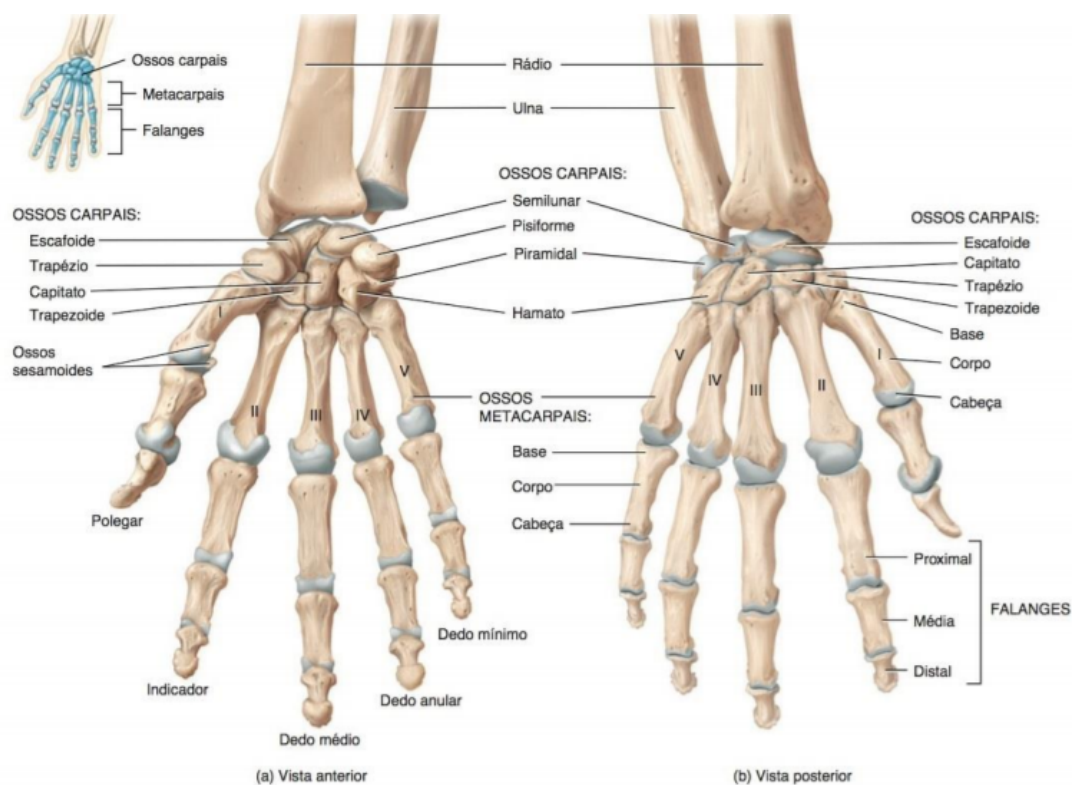
Fonte: (VAY, 2000)



Os músculos são divididos em intrínsecos e extrínsecos, que são caracterizados pela contratilidade de seus tecidos. Os músculos intrínsecos denominados desta forma por se localizarem dentro da mão, executam os movimentos mais precisos e complexos, e são fundamentais em atividades que envolvam o dedo polegar. São divididos em 3 grupos, tenares, hipotenares e intermediários, totalizando em 19 músculos. Em contrapartida, os músculos extrínsecos se originam no antebraço e têm por função a realização das ações bruscas ou grosseiras dos dedos. Totalizam-se em 20 músculos, 8 no compartimento anterior e 12 no compartimento posterior. Todos os músculos são ligados aos membros por meio de tendões, ligados no punho e em alguns casos contínuos até a mão (TORTORA; NIELSEN, 2013).

O sistema esquelético da mão humana, visto na Figura 2, têm por finalidade propiciar a sustentação e articulação de sua estrutura, além de possibilitar a transformação das contrações musculares em movimentos úteis, apresentando resistência a cargas. Sua anatomia reúne 8 ossos carpais que são conectados entre si por meio de ligamentos, localizados próximo ao punho; possui ainda 5 ossos localizados na região intermediária da mão, popularmente conhecido como palma da mão, sendo seu conjunto denominado como metacarpo; e na parte mais distal encontram-se 14 falanges, sendo 2 para o dedo polegar e 3 distribuídas igualmente para o restante dos dedos (AGUR; MOORE; DALLEY, 2013).

Figura 2 – Sistema esquelético da mão humana



Fonte: (TORTORA; NIELSEN, 2013)

Outra porção de suma importância para a mão humana é a pele. Formada por três camadas, a epiderme, a hipoderme e a derme, a pele tem aptidão de se moldar ao objeto que está sendo tocado e evita o deslizamento do objeto a partir do atrito que é gerado. Além da proteção física, proteção de desidratação e regulação da temperatura corporal, o sistema tegumentar é responsável pela percepção de informações ao redor da mão e possui capacidade de aferir estímulos térmicos, mecânicos ou dolorosos (DE CAMARGO, 2008).

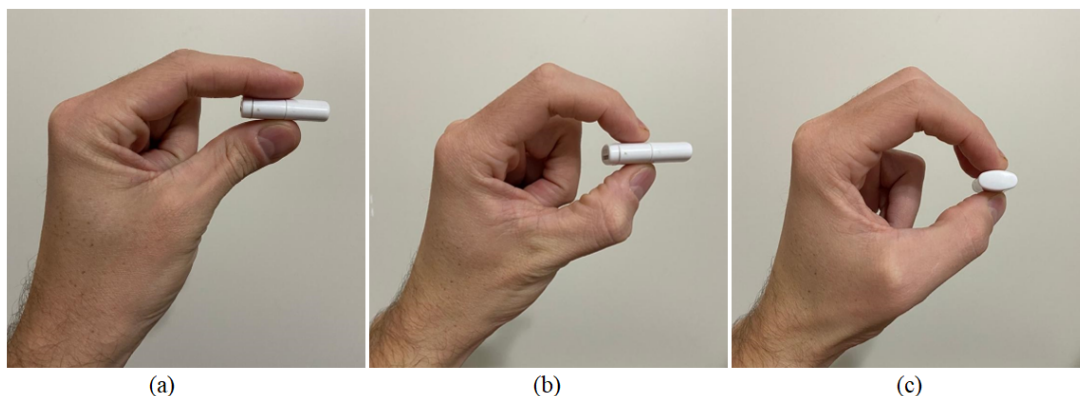
A ausência da mão humana causa uma grande perda para o amputado, pois além de dificultar a execução das tarefas citadas anteriormente, pode vir a causar problemas psicológicos e desconforto social devido a imagem corporal. Nesse caso, o indivíduo é forçado a se acostumar com a falta da mão e se adaptar com o membro residual para realizar suas atividades cotidianas.

## 4.2 FUNÇÕES ESTÁTICAS

Para desempenhar as atividades do dia-a-dia os dedos realizam diversos movimentos e combinações entre si, como abdução (afastamento lateral), adução (aproximação lateral), flexão e extensão (NAPIER, 1956). Das diferentes formas que a mão pode assumir, por praticidade podem ser divididas em dois grupos: as pinças e as garras.

Como visto na Figura 3, existem três formas de pinça: a pinça de força, a pinça de precisão e a pinça tridigital. A pinça de força é empregada a partir do encontro entre o dedo polegar e o dedo indicador, com grande parte das falanges distais em contato. Habitualmente utiliza-se em esferas, cilindros e troncos de cones com pequenos diâmetros, paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas. A pinça de precisão é estabelecida com o contato do dedo polegar e do dedo indicador, tocando-se as pontas das falanges distais, sua aplicação é análoga à pinça de força. Para as mesmas aplicações, com exceção do manuseio de lâminas, têm-se a pinça tridigital, que utiliza a ponta do dedo polegar em contato com as pontas dos dedos indicador e médio (TUBIANA, 1981).

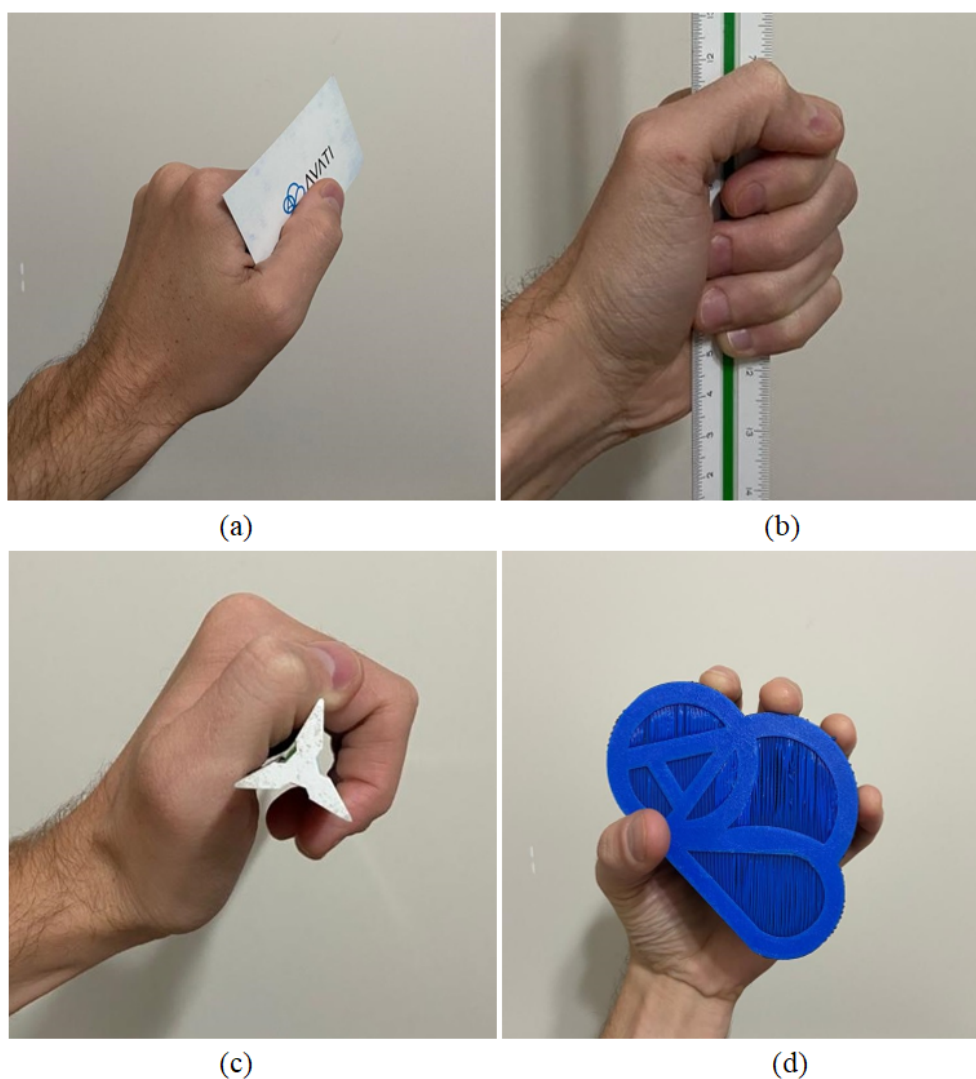
**Figura 3 – Funções estáticas da mão humana: (a) pinça de força; (b) pinça de precisão; (c) pinça tridigital**



Fonte: Autoria própria

Há quatro maneiras de formar a garra, observadas na Figura 4, a garra composta, a garra de força, a garra em gancho e a garra palmar. A garra composta é formada a partir da abdução do dedo polegar, entrando em contato com a parte média da face do dedo indicador. Sua configuração é utilizada para agarrar os mesmos objetos da pinça de força. Por sua vez a garra de força utiliza o dedo polegar em oposição aos demais dedos que envolvem o objeto. Comumente é empregada para agarrar objetos que têm pelo menos uma dimensão maior que os limites da mão. Semelhantemente à garra de força, utiliza-se em objetos como alças a garra em gancho. O sentido da força é executada de maneira axial em relação ao braço. Por fim têm-se a garra palmar, utilizada para agarrar esferas, paralelepípedos, troncos de cone e cilindros que excedem aos limites da mão humana, sua configuração se dá de forma análoga a pinça tridigital, porém com todos os dedos envolvendo a peça (TUBIANA, 1981).

**Figura 4 – Funções estáticas da mão humana: (a) garra composta; (b) garra de força; (c) garra em gancho; (d) garra palmar**

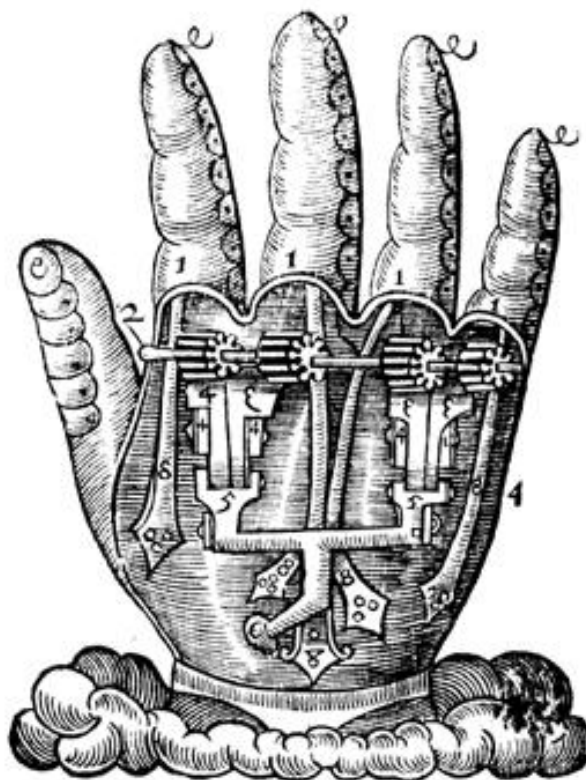


Fonte: Autoria própria

### 4.3 PRÓTESES SUPERIORES

Com o passar do tempo percebeu-se a necessidade de desenvolver membros artificiais para suprir a falta de um membro perdido por meio de imprevistos ou por má formação congênita. Os primeiros modelos a serem elaborados são de aproximadamente 500 a.C. registrados por meio de esculturas e desenhos em que se fazia uso de pilões de madeira para substituir uma perna. No entanto, voltou-se as atenções para a criação de próteses de membros superiores nos séculos XV e XVI, destacando-se Ambroise Paré, evidenciado na Figura 5, e Leonardo da Vinci como criadores de próteses práticas e engenhosas, a partir das tecnologias disponíveis na época (BOCCOLINI, 2000).

Figura 5 – Mão artificial desenvolvida por Ambroise Paré



Fonte: (WIGLEY, 1991)

As décadas de 30 e 40 foram de suma importância para o desenvolvimento das próteses visando evolução e melhorias, visto que devido ao conflito entre as nações nesta época - Segunda Guerra Mundial - diversos militares e civis sofreram mutilações e consequentemente, amputações (DE CAMARGO, 2008).

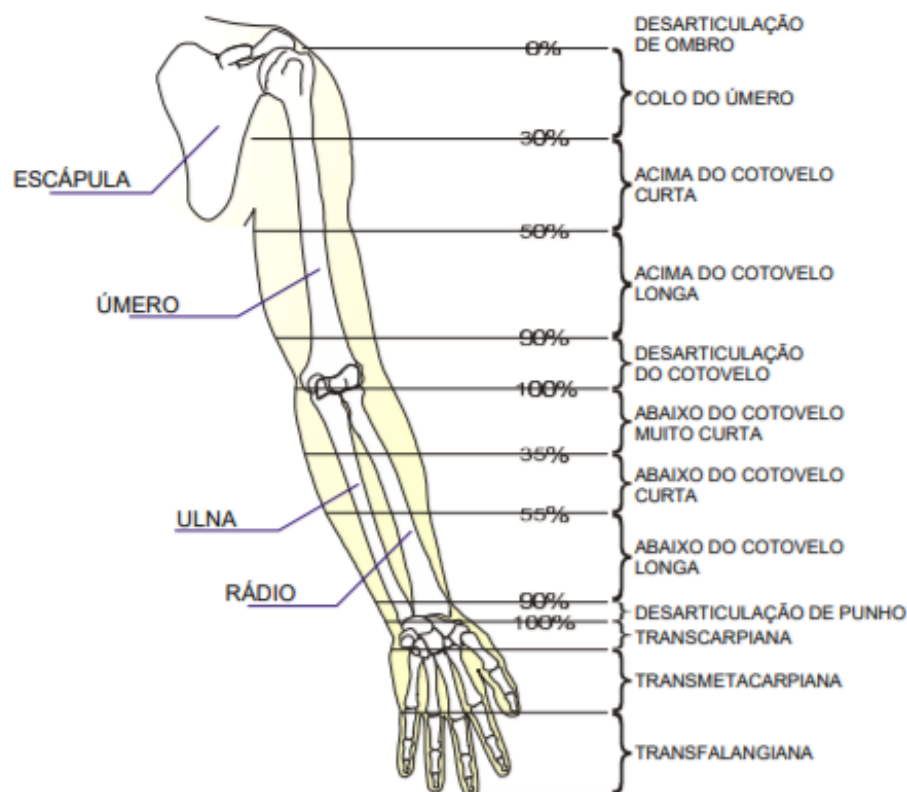
Na ocasião, as próteses possuíam a mesma atribuição que têm atualmente, restituir o ser humano de forma que o possibilite a executar suas tarefas com maior facilidade, ocasionando em um aumento de qualidade de vida e maior autonomia (CURA, 2005).

Atualmente há vários modelos de próteses disponíveis no mercado que se diferenciam em valores, tecnologias e ações. Em virtude disso se torna necessário classificá-las, devido ao fato de que cada paciente carece de uma análise própria para a definição da prótese que melhor se adéqua. Para isso existem duas grandes divisões: nível de amputação e fonte de energia (KOTTKE; LEHMANN, 1994).

### 4.3.1 NÍVEL DE AMPUTAÇÃO

Para a medicina, o nível de amputação é a principal forma de classificação para o uso de próteses e são definidos de acordo com a localização da amputação, como mostra a Figura 6.

Figura 6 – Níveis de amputação



Fonte: Adaptado de (KOTTKE; LEHMANN, 1994)

Nesse contexto, nos casos em que a amputação é necessária e se deseja usufruir do uso de uma prótese, é necessário que a amputação seja realizada o mais distal possível. Deste modo, auxilia na fixação da prótese e preserva os ossos e articulações, visto que quanto mais proximal ocorrer a excisão, maior será a dificuldade para a confecção de uma prótese funcional (BLOHMKE, 1994).

### 4.3.2 FONTE DE ENERGIA

Do ponto de vista da engenharia é fundamental classificar as próteses de acordo com sua fonte de energia, construção física e funcionalidades. De acordo com Blohmke (1994) as próteses são subdivididas em dois grupos: ativas e passivas. As próteses denominadas ativas são as que possuem alguma funcionalidade controlada pelo próprio paciente. Estas podem ser acionadas a partir de forças externas, força própria ou por meio da união das duas forças, as chamadas próteses híbridas.

As próteses acionadas por força própria, exemplificada na Figura 7, geralmente fazem o uso de cabos, que são conectados a alguma parte do corpo para transmitir o movimento para a prótese, nesse caso, utiliza-se a própria força do paciente para gerar outro movimento. Esta categoria de prótese pode ser aplicada na maioria dos níveis de amputação, sendo mais complicada em casos que a amputação se sucede em locais proximais. Segundo Blohmke (1994) o paciente necessita de treinamento, esforço e concentração para realizar os movimentos, visto que suas ações não são naturais e intuitivas. Isto pode ocasionar em cansaço muscular durante seu uso e na perda do interesse pelo paciente.

**Figura 7 – Modelo de prótese ativa acionada por força própria**

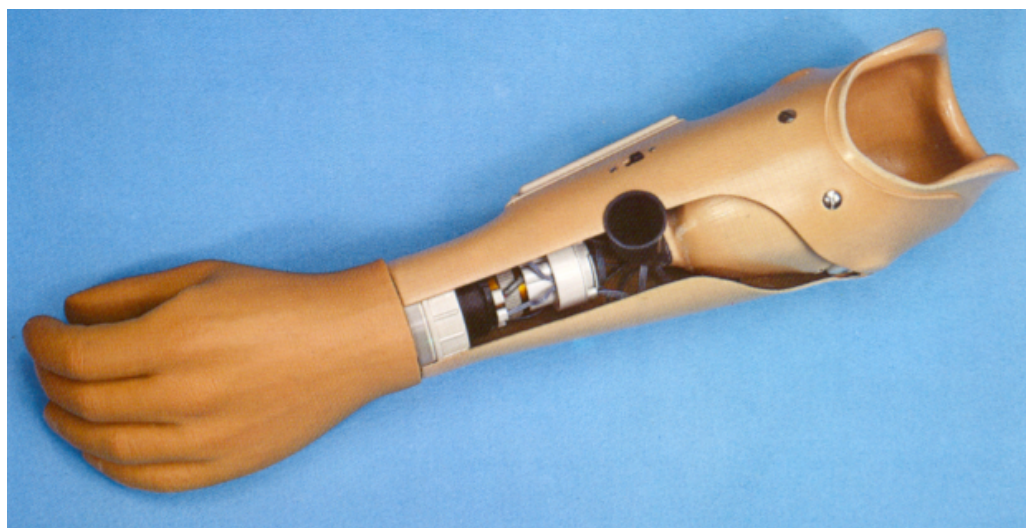


**Fonte: (CARVALHO, 2004)**

Por outro lado, as próteses ativas por forças externas dispõem de reservatório de energia, por meio de baterias chamadas de próteses elétricas, ou mediante do acúmulo de gás comprimido denominadas de próteses pneumáticas, nas quais seu controle é realizado por meio de válvulas comandadas por contrações musculares e acionadas mediante o reservatório de gás. Dentre as próteses elétricas, existem diferentes maneiras de controlar o dispositivo, utilizando-se sensores em conjunto com chaves interruptoras para acionar

atuadores que proverão os movimentos da prótese, ou por meio de sinais elétricos enviados pelo próprio corpo em que a partir dos sinais captados pelo corpo a prótese é controlada por meio de contração muscular, denominadas de próteses mioelétricas, modelo visto na Figura 8. Este sinal elétrico é proporcional a intensidade do músculo até ser enviado ao mecanismo. Essas próteses são as que mais se aproximam do membro humano, pois a maneira de controlar a mão natural e a prótese são análogas, reproduzindo de forma fiel o movimento que a pessoa deseja realizar sem necessitar de maiores esforços, pois apenas um comando é suficiente para executar as ações requeridas. As vantagens das próteses elétricas sob as próteses pneumáticas é o peso, em virtude de que não há a necessidade de portar um tanque de gás comprimido, e a reduzida emissão de ruído ao executar os movimentos (BOCCOLINI, 2000).

**Figura 8 – Modelo de prótese mioelétrica**

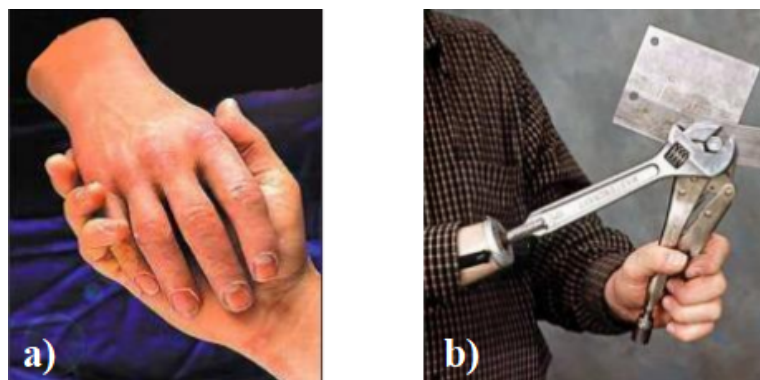


**Fonte: (BLOHMKE, 1994)**

Em contrapartida as próteses passivas são estáticas, sendo incapazes de realizar movimentos. Usualmente, são utilizadas para fins estéticos ao corpo humano, estas devem ser leves e confortáveis devido o seu objetivo final. No entanto, também podem ser funcionais em casos de seu uso para o trabalho, em que a prótese é desenvolvida para o acoplamento de uma ferramenta em sua porção mais distal. Nesse caso, os modelos mais conhecidos possuem um gancho como acessório. Estes modelos de próteses, observados na Figura 9, atualmente possuem elevado nível de rejeição entre os pacientes (BOCCOLINI, 2000).

#### **4.4 MANUFATURA ADITIVA**

O início da impressão 3D ocorreu por volta da década de 1980, quando Chuck Hull, descontente com o tempo em que se produzia plástico para mesas e móveis, desenvolveu a primeira impressora 3D, visto na Figura 10, com a intenção de acelerar e melhorar a

**Figura 9 – Próteses passivas: (a) prótese estética; (b) prótese de trabalho**

Fonte: (DE CAMARGO, 2008)

fabricação. No ano de 1988, após um breve período de testes, Hull lançou sua primeira versão intermediado por sua empresa 3D Systems, obtendo sucesso em vários setores produtivos, entre eles o automobilístico e o setor da saúde (NETO, 2016).

**Figura 10 – Primeira impressora 3D desenvolvida por Chuck Hull**

Fonte: (3DPRINT, 2015)

De acordo com Junior e Marques (2018), “as impressoras 3D são máquinas de prototipagem rápida, desenvolvidas para criar produtos inovadores no menor tempo possível, se diferenciando das máquinas convencionais”. Um objeto originado de uma impressora 3D se desenvolve a partir de sua criação gráfica com o uso de *softwares* computacionais, em que se transforma a peça em coordenadas que são lidas pelo sistema operacional da impressora. Desta forma, o material é depositado seguidamente pelo cabeçote em alta



temperatura a partir de finas camadas até formar a peça desejada.

A técnica da manufatura aditiva, conhecida como impressão 3D por meio de extrusão de material, para a produção de um objeto apresenta diversas vantagens ao seu usuário, como baixo custo e tempo de produção, menores prejuízos em ocasiões que um protótipo necessita de alterações, além de apresentar boa qualidade e resultado final (GARCIA, 2011). Diante disso, a impressão 3D se tornou área de pesquisa acadêmica e profissional com a finalidade de proporcionar estes benefícios a um maior número de pessoas.

Para a área da saúde, a impressão 3D pode ser utilizada em diversas vertentes, tais como: na elaboração de próteses e órteses individualizadas e no planejamento de cirurgias. Além disso, a bioimpressão vem se tornando realidade com o passar dos anos, capacitando a produção artificial de tecidos humanos, incluindo a pele, órgãos, cartilagens, ossos, células tronco e vasos sanguíneos (CAMPOS et al., 2015). Dentre os materiais utilizados na manufatura de próteses e órteses estão o Politereftalato de Etileno Glicol (PETG), a Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) e o Ácido Polilático (PLA), exemplificado na Figura 11 (3DILLA, 2018).

**Figura 11 – Modelos de filamentos do material PLA 1,75 mm**



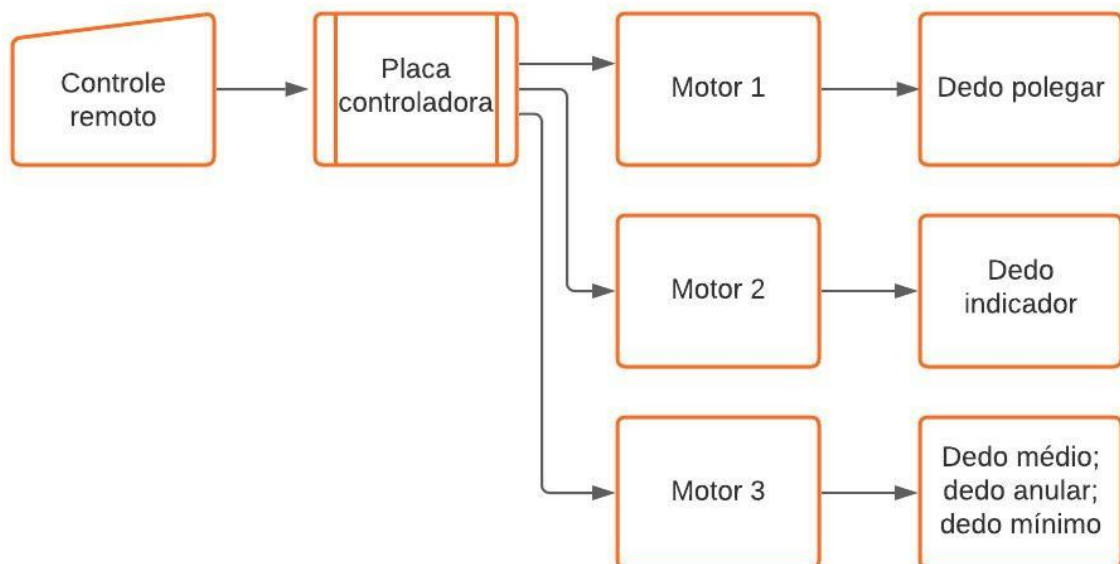
**Fonte: Autoria própria**

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os elementos necessários para compor este projeto, assim como suas correlações, além da indagação acerca dos materiais e seus funcionamentos. Em seguida são expostos em detalhes a junção destes no projeto em questão.

O objeto deste trabalho, tem o propósito de propiciar ao indivíduo determinados movimentos que mais se aproximam das ações realizadas por uma mão humana. A prótese é formada por cinco dedos, porém contém apenas três motores: o primeiro motor movimenta o dedo polegar; o segundo motor movimenta o dedo indicador; e o terceiro motor movimenta os dedos médio, anular e mínimo simultaneamente, evidenciado na Figura 12.

**Figura 12 – Funcionamento dos dedos a partir dos motores**



**Fonte: Autoria própria**

Um controle remoto origina o acionamento dos três motores, no qual doze dos botões contidos no controle realizam uma função específica pré-definida. Um sensor-infravermelho realiza a leitura dos dados enviados pelo controle remoto. Este sensor está contido em uma placa controladora conectado aos motores do protótipo que transformam as informações recebidas em movimentos, por meio da transformação de energia elétrica em energia mecânica.

### 5.1 MATERIAIS

Nesta seção são abordados todos os materiais inclusos neste projeto, bem como há uma explicação detalhada de seu funcionamento.

### 5.1.1 HACKBERRY

A eletrônica vem obtendo consideráveis avanços tecnológicos em diversas áreas e as próteses são uma delas, possibilitando ao usuário interagir dinamicamente com algo que a pouco tempo atrás era estático. Porém, quanto maior o nível de tecnologia empregada, maior é o preço. Por este motivo, decidiu-se optar por um projeto onde fosse possível utilizar a impressão 3D, baixando assim o custo ao usuário.

Dentre todos os modelos disponíveis escolheu-se o HACKberry (HACKBERRY, 2016), evidenciado na Figura 13, pois é um projeto moderno que une *design* e robustez. Além disso, sabe-se que suas articulações são movimentadas via engrenagens, tornando-a mais confiável, pois caso haja algum problema basta uma nova impressão da peça danificada e sua substituição, diferenciando-se dos modelos que são tensionados por cabos.

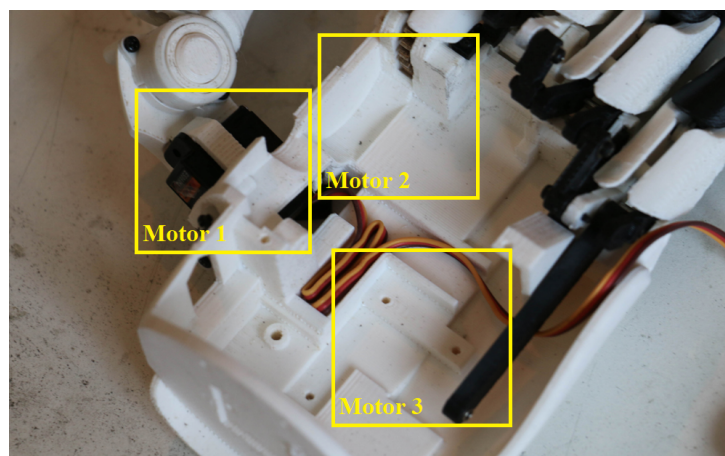
**Figura 13 – Modelo de prótese HACKberry**



Fonte: (HACKBERRY, 2016)

Observa-se na Figura 14 que a HACKberry é projetada com os devidos espaços para a colocação dos servo motores, na qual facilita o processo de montagem.

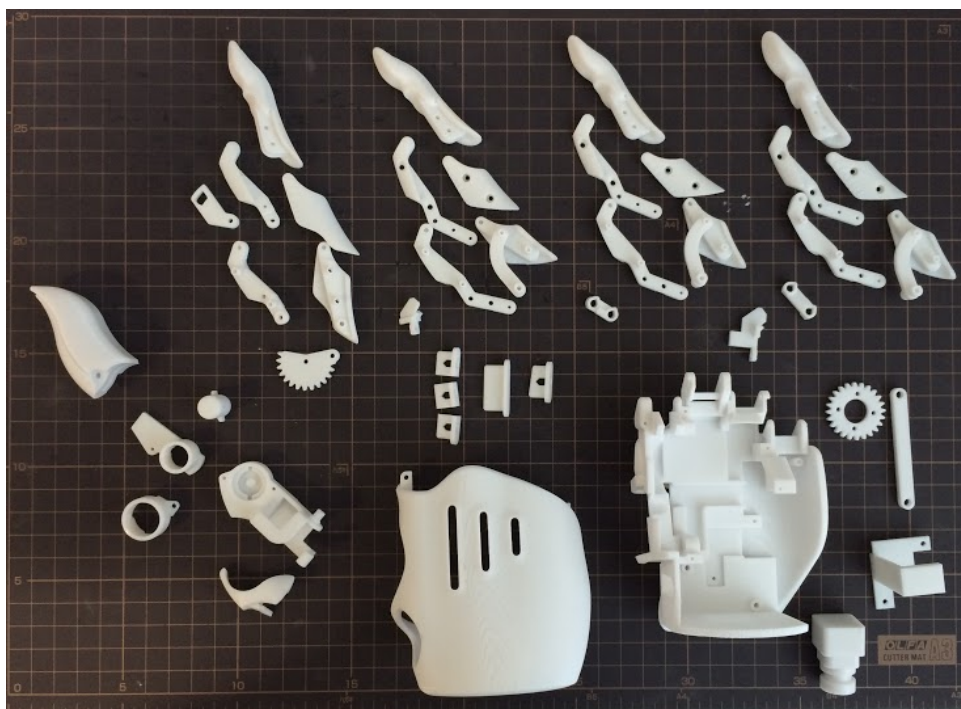
**Figura 14 – Palma da mão da HACKberry impressa**



Fonte: Adaptado de MyHumanKit (2020)

O modelo original é acionado por meio de um conjunto de baterias que totalizam 7,5 V, no entanto, o protótipo em questão foi energizado utilizando fonte de 9V. A principal diferença entre o modelo base e o protótipo está no formato dos dedos, nos quais possuem forma arredondada no projeto original e passaram a ter forma plana em suas faces no protótipo, pois a impressão se tornou mais rápida e econômica, além de contribuir para a inclusão dos sensores capacitivos nos dedos. Ademais a HACKberry é um projeto *open source*, ou seja, apresenta *software* e *hardware* livre, o que capacita o produto a ser personalizado. Este projeto é idealizado pela empresa japonesa (HACKBERRY, 2016), a qual acredita que a difusão das próteses *open source* sejam uma ferramenta para baratear o custo ao usuário. Na Figura 15 é visto todas as partes impressas da mão.

**Figura 15 – Peças constituintes da mão da HACKberry**



**Fonte: (MYHUMANKIT, 2020)**

### 5.1.2 IMPRESSÃO

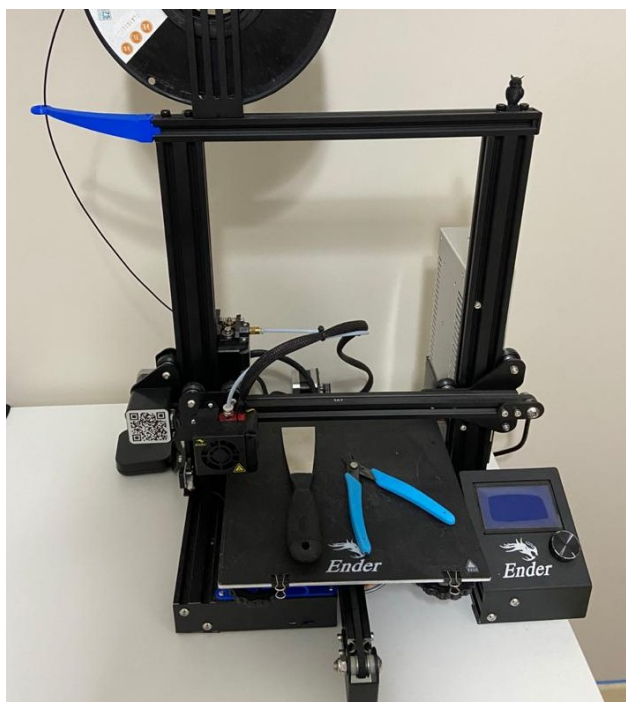
Há uma variedade de materiais que podem ser empregados na produção de uma peça por meio da impressão 3D, a partir da técnica da extrusão. Os chamados filamentos são formados por meio de polímeros, comumente conhecidos como plásticos, estão em pleno avanço juntamente com a técnica da manufatura aditiva, visto que para cada caso específico que demanda da impressão de uma peça, existe um tipo de material apropriado com as determinadas características necessárias. Com essa motivação, fez-se o estudo de três tipos de polímeros, sendo eles: ABS, PLA e PETG; citados anteriormente. No Quadro 1 observa-se os atributos de cada material.

**Quadro 1 – Tabela de propriedades dos materiais ABS, PLA e PETG**

PROPRIEDADE/DESEMPENHO	MENOR	MÉDIO	MAIOR
BRILHO	ABS	PLA	PETG
TRANSPARÊNCIA	ABS	PLA	PETG
RIGIDEZ/DUREZA	PETG	ABS	PLA
RESISTÊNCIA A IMPACTOS	PLA	ABS	PETG
FLEXIBILIDADE	PLA	ABS	PETG
CONTRAÇÃO/WARP	PLA	PETG	ABS
PRECISÃO EM DETALHES	ABS	PETG	PLA
QUALIDADE DE SUPERFÍCIE DA PEÇA	ABS	PETG	PLA
RESISTÊNCIA A ATRITOS	ABS	PETG	PLA
RESISTÊNCIA QUÍMICA	ABS	PLA	PETG
RESISTÊNCIA A ALTAS TEMPERATURAS	PLA	PETG	ABS
FACILIDADE DE PÓS PROCESSAMENTO	PLA	PETG	ABS
DENSIDADE	ABS	PLA	PETG

Fonte: adaptado de **3DLAB (2016)**

Fundamentado nas qualidades e particularidades de cada material, definiu-se que o polímero mais adequado para a criação da prótese é o PLA por tais motivos: rigidez; precisão e qualidade superficial em relação a outros polímeros; não necessita de gabinete fechado e condicionado para a impressão; além da facilidade de adquirir o material.

**Figura 16 – Impressora 3D Ender 3 que será utilizada neste projeto**

Fonte: Autoria própria

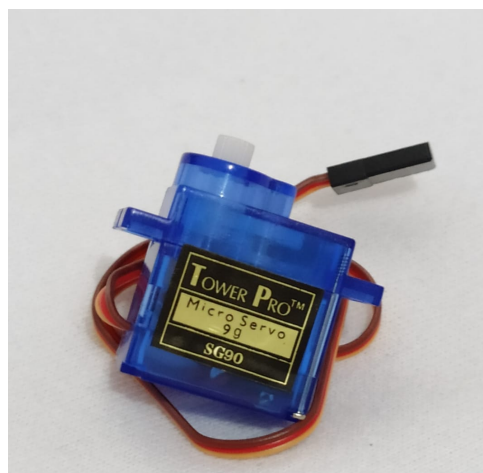
A impressora 3D utilizada é do seguinte modelo: Ender 3, visto na Figura 16, fabricada na China pela empresa *Creality*, de propriedade do discente Eduardo Alexandre Rauber. Possui uma única extrusora e uma mesa aquecida que pode alcançar até 110°. Optou-se por este modelo por acompanhar um kit de montagem didático e de fácil manuseamento, por possuir precisão na impressão do PLA que a torna a capaz para a impressão das engrenagens, por dispor de um nivelamento prático e não necessitar de muita manutenção.

### 5.1.3 ATUADORES

Os atuadores são elementos responsáveis pela conversão de um tipo de energia em outro, para o projeto em estudo, usualmente se tem a transformação de energia elétrica em mecânica, por exemplo os motores de passo, servomotores, bombas d'água, entre outros. Dentre as diversas opções disponíveis no mercado, deve-se restringir à seleção atuadores aptos a serem implementados em uma prótese, portanto, devendo atender a requisitos de tamanho reduzido, torque elevado, rápida e precisa resposta (DE CAMARGO, 2008; THOMAZONI, 2015).

Os Servomotores RC, exemplificado na Figura 17, são constituídos de um micromotor DC, um redutor e um sistema de controle e são utilizados em aplicações que requerem exatidão. O controle da posição do eixo do servomotor é realizado por meio de uma sequência de impulsos, normalmente por meio da modulação por largura de pulso (PWM), determinando a posição angular de acordo com a largura do sinal (GARRIDO, 2008; THOMAZONI, 2015). O servomotor escolhido foi o TowerPro - 9g SG90 e seu ângulo de trabalho varia entre 0 à 180°.

**Figura 17 – Servomotor TowerPro - 9g SG90**

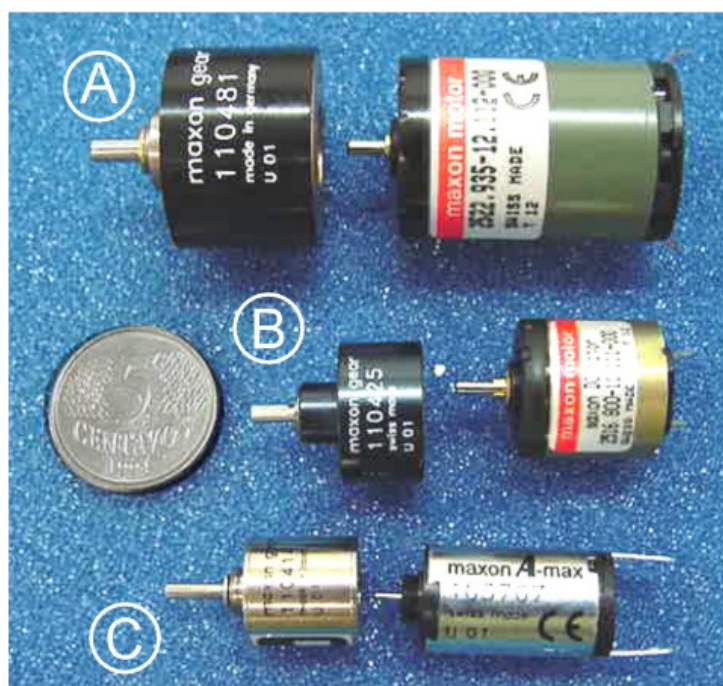


**Fonte: Autoria própria**

Os micromotores DC, modelo visto na Figura 18, são os motores mais empregados em próteses, principalmente nas próteses comercializadas. Estes motores possuem alta

rotação, reduzido torque e necessitam ser acoplados a um redutor para aumento do torque e diminuição da velocidade de saída para acionamento do mecanismo (DA CUNHA, 2002).

**Figura 18 – Micromotores e redutores; (a) Motor com torque de 21.45 mNm e velocidade 5500 rpm; redutor de 199.3:1; (b) Motor com torque de 0.769 mNm e velocidade de 11693 rpm; redutor de 12:8:1; (c) Motor com torque de 1.52 mNm e velocidade de 12300 rpm; redutor de 7:2:1**

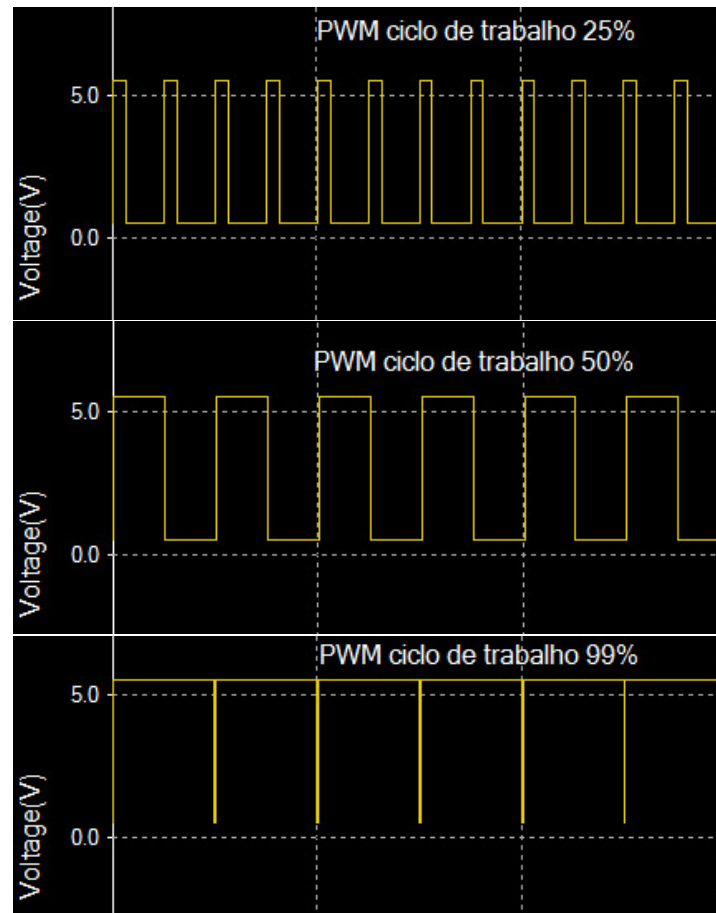


Fonte: (DA CUNHA, 2002)

A sigla PWM que em inglês significa (*Pulse-Width Modulation*) é a modulação de largura de pulso, podendo ser entendida como uma onda quadrada que pode transportar informações ou ainda controlar o valor da alimentação recebida pela carga, conforme o pulso de sinal aumenta ou diminui de largura. O sinal PWM é enviado ao servomotor pela unidade controladora através da saída digital, esta, que permite a passagem de nível lógico baixo e nível lógico alto que para nosso projeto é entendido como 0V e 5V respectivamente, destacado na Figura 19. Para se controlar a força de apreensão da prótese, controla-se a corrente que passa no motor DC do servomotor. A corrente que passa em um motor DC é diretamente proporcional ao torque e o torque do motor é diretamente proporcional a força de apreensão dos dedos da prótese (GARRIDO, 2008).

O sinal PWM é enviado a partir de um microcontrolador que é responsável por fazer o controle da prótese, na programação do microcontrolador pode-se ajustar o ângulo em que o eixo do servomotor fica posicionado, proporcionando uma maior precisão nos movimentos. Conforme o pulso de controle se altera, o servomotor rotaciona seu eixo para que coincida com a variação criada pelo dispositivo controlador.

Figura 19 – PWM com variações do ciclo de trabalho



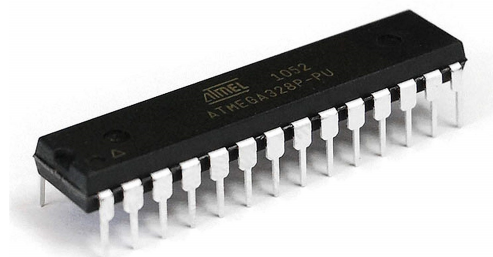
Fonte: Autoria própria

#### 5.1.4 UNIDADE CONTROLADORA

A elaboração de uma prótese multifuncional, devido a seus diversos componentes, atuadores e sensores, seria impossível sem a utilização de uma unidade microcontroladora. Com o avanço da tecnologia e da eletrônica digital, as unidades controladoras estão em constante evolução, atualmente dispendo em um único dispositivo diversos periféricos e módulos internos, que além de facilitar a realização de um projeto, diminui o tamanho do sistema eletrônico. Assim para este projeto se torna fundamental a escolha de um microcontrolador adequado (DE CAMARGO, 2008).

Para o controle dos servomotores contidos na prótese foi usado o microcontrolador Atmega 328p, visto na Figura 20, inseridos em uma PCI(Placa de circuito impresso) desenvolvida para este projeto. Esta PCI foi proposta com algumas entradas analógicas e saídas digitais, que auxiliam no controle dos servos motores baseada nas informações obtidas pelos transdutores. Utilizou-se um receptor infravermelho conectado a placa controladora que possibilita a comunicação com um controle remoto, com a finalidade de movimentação dos dedos. O microcontrolador foi programado utilizando a linguagem C.

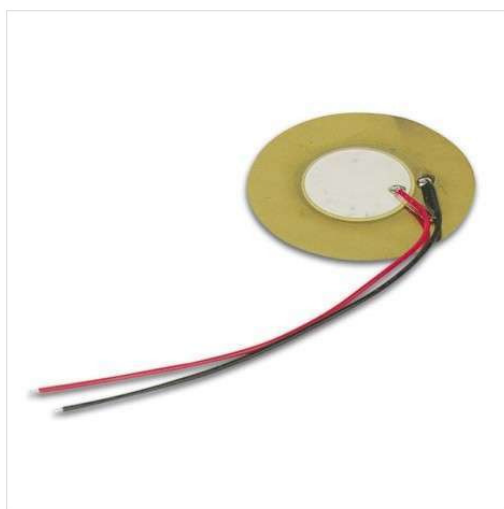


**Figura 20 – Microcontrolador Atmega 328p**

Fonte: (RAUBER, 2019)

### 5.1.5 TRANSDUTOR

O sensor piezolétrico, evidenciado na Figura 21, é o dispositivo sensorial mais recomendado para uso em próteses quando se analisa o custo e o benefício pois atende às especificações exigidas e possui custo reduzido em relação aos demais. Esse tipo de sensor possui uma pequena película de material piezolétrico depositada sobre um substrato, e fornece um potencial elétrico na saída relativa à força aplicada (DA CUNHA, 2002; THOMAZONI, 2015).

**Figura 21 – Sensor piezoelétrico**

Fonte: (ELETRÔNICA CASTRO, 2020)

Seu funcionamento se baseia na propriedade de piezeletricidade, que alguns materiais possuem: quando uma força é exercida sobre o material, este sofre uma deformação e em consequência gera uma diferença de potencial que é linear em relação à mudança de

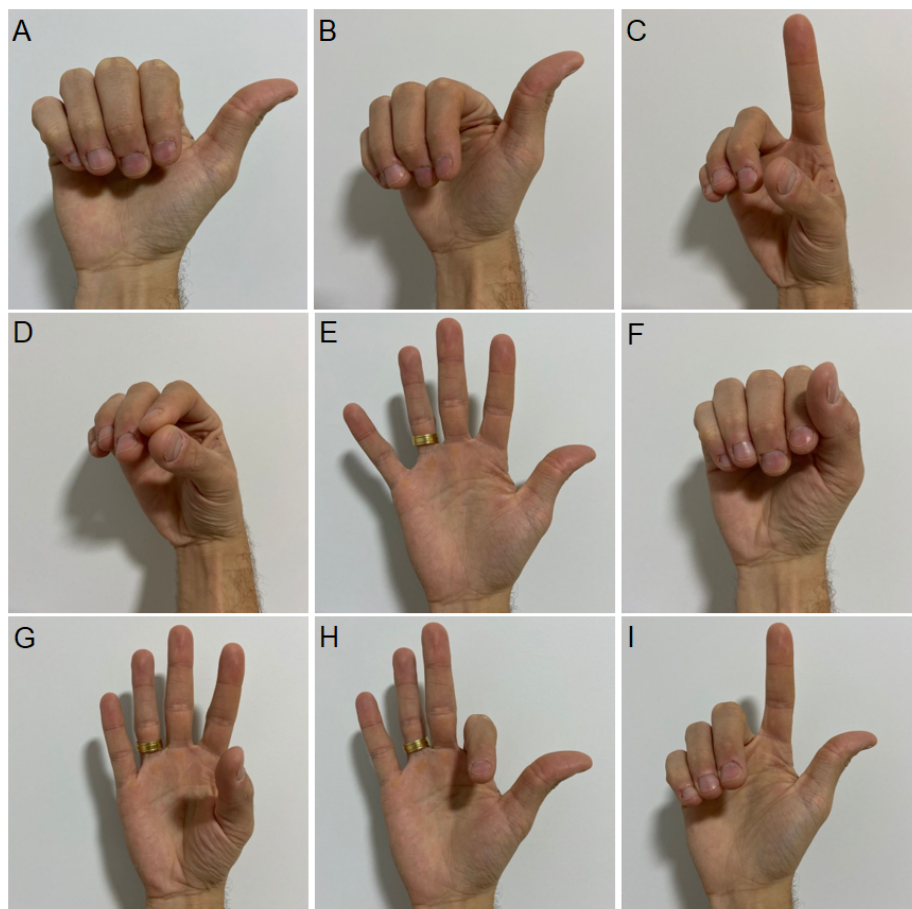
dimensão e vice-versa. Medindo-se esta diferença de potencial, obtém-se então a força exercida no sensor (DA CUNHA, 2002).

## 5.2 METODOLOGIA

Uma vez escolhida a HACKberry como plataforma para a base da prótese, tomou-se a decisão de modificar o formato dos dedos da mão, com a finalidade de diminuir o tempo e custo de impressão, além disso os dedos projetados não necessitam da geração de suporte para impressão, o que facilita sua produção.

Depois de escolhidos a plataforma base e o material de impressão das partes que formam a mão serão realizadas as impressões, com as devidas modificações nos dedos efetuadas. Após esta etapa, será montado o protótipo com auxílio do manual do modelo Hackberry. Posteriormente à impressão e à montagem das partes, efetua-se testes no protótipo, afim de realizar os movimentos já definidos, como visto na Figura 22: (a) sinal de positivo; (b) regra da mão direita; (c) sinal de apontar com o dedo indicador; (d) pinça de precisão; (e) mão aberta; (f) mão fechada; e por fim os movimentos independentes dos dedos, (g) dedo polegar; (h) dedo indicador; (i) dedos médio, anular e mínimo.

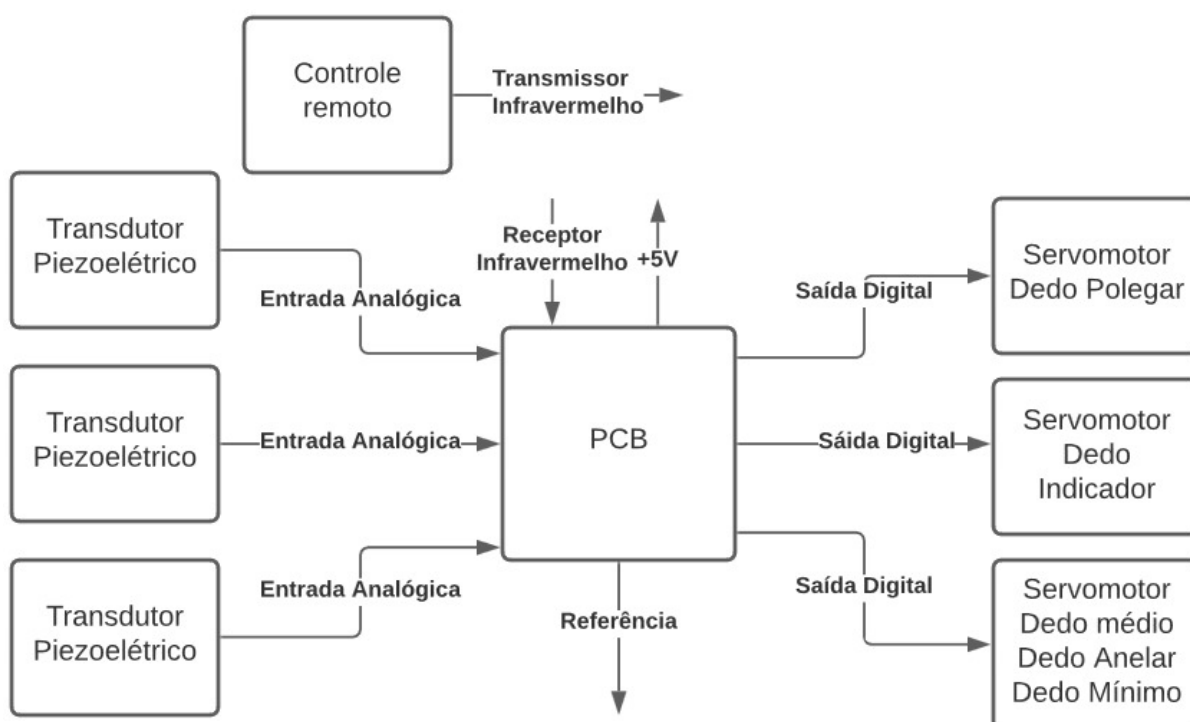
**Figura 22 – Movimentos que serão realizados pelo protótipo**



Fonte: Autoria própria

Em seguida, projeta-se a placa de circuito impresso que recebe o microcontrolador, que é o responsável por organizar e definir os movimentos a serem executados pelos servomotores. O circuito embarcado possui saídas digitais, uma fonte de tensão de +5V e uma referência onde estarão conectados os servomotores, ademais tem entradas analógicas onde estão conectados os transdutores, ilustrado na Figura 23. As saídas digitais são encarregadas de fornecerem o ciclo de trabalho do servomotor, este, que o indica a intensidade de giro do eixo, modificando assim a velocidade com que os dedos da mão se movem.

**Figura 23 – Circuito embarcado e seus periféricos**



**Fonte: Autoria própria**

O microcontrolador programado em linguagem C, facilita eventuais dificuldades encontradas na programação, pois a linguagem é amplamente usada em sistemas embarcados e seu conteúdo é vasto na rede mundial de computadores. Um fluxograma evidenciando o funcionamento da prótese que segue as etapas de forma sequencial é mostrado na Figura 24. Adicionalmente o circuito embarcado tem um módulo infravermelho unido a PCI, visto na Figura 25 (b), que é responsável por receber a informação do controle remoto, visto na Figura 25 (a), e indicar ao microcontrolador qual movimento da prótese será executado.

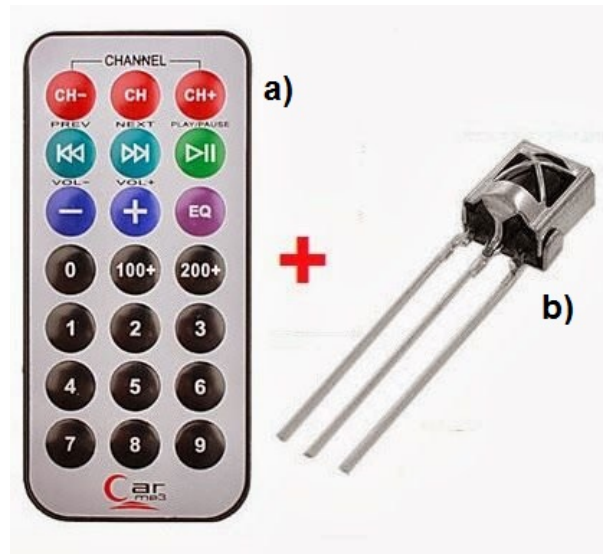
Após estudados os movimentos naturais da mão, criaram-se funções no código de programação que representam estes movimentos, uma vez que um botão do controle remoto é pressionado a prótese tende a executar o movimento da mão de forma mais natural e eficaz possível.

Figura 24 – Fluxograma representando a lógica elaborada



Fonte: Autoria própria

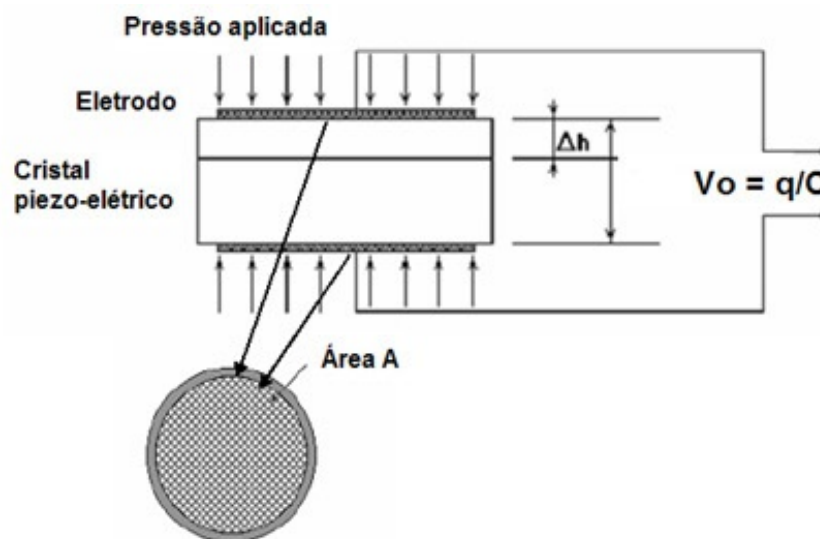
Figura 25 – (a) Controle remoto utilizado como transmissor; (b) Infravermelho utilizado como receptor



Fonte: adaptado de (AUTOCOREROBOTICA, 2020)

Para contar com uma sensibilidade na ponta dos dedos do protótipo são utilizados transdutores piezoelétricos atuando como um sensor tátil, no qual a pressão captada por cada transdutor é interpretada pelo microcontrolador que toma uma decisão baseado na programação desenvolvida. Quando o transdutor piezoelétrico é pressionado ocorre uma variação de tensão que é identificada pela entrada analógica do microcontrolador onde ele está conectado, visto na Figura 26. A variação de tensão é convertida em sinal digital e interpretada pelo microcontrolador.

Figura 26 – Resposta de um sensor piezoelétrico a uma pressão aplicada



Fonte: (SMAR, 2020)

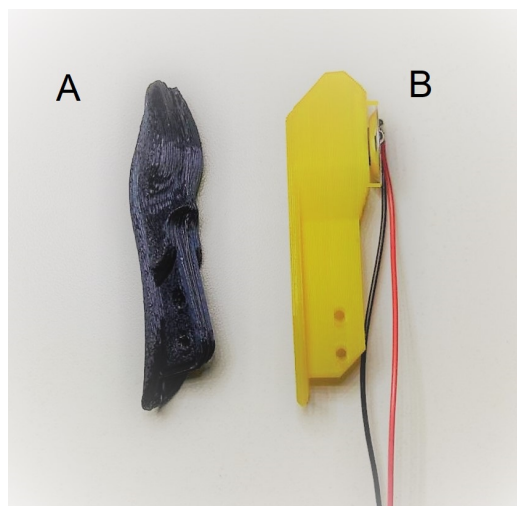
## 6 DESENVOLVIMENTO

Neste capítulo é descrito o desenvolvimento do protótipo de prótese de mão humana do início ao fim, abordando as etapas de impressão, programação, criação de placa de circuito impresso e montagem.

### 6.1 IMPRESSÃO

Como descrito na Seção 5.1.1, utilizou-se o modelo de prótese HACKberry como base do protótipo construído. No entanto, fez-se necessárias adaptações em algumas peças com o intuito de reduzir a quantidade de material, diminuindo por consequência seu custo, além de possibilitar a impressão das peças nas impressoras 3D mais básicas, o que proporciona acesso a uma maior quantidade de pessoas. Para isso, projetou-se a partir do *Software Fusion 360*, plataforma de desenvolvimento de produtos 3D, os dedos do protótipo, que possuem formato mais retangular e dispõem de um espaço para a colocação dos sensores piezoelétricos nos dedos polegar, indicador e médio. Na Figura 27, pode-se observar em (A) um dos dedos da prótese HACKberry, este que pode ser o dedo indicador, médio, anular ou mínimo. Já em (B), demonstra-se um dos dedos adaptados com espaço para o sensor piezoelétrico, no qual pode ser o dedo indicador ou médio.

**Figura 27 – Comparativo entre um dedo da prótese HACKberry (2016) (A) e do modelo adaptado (B)**

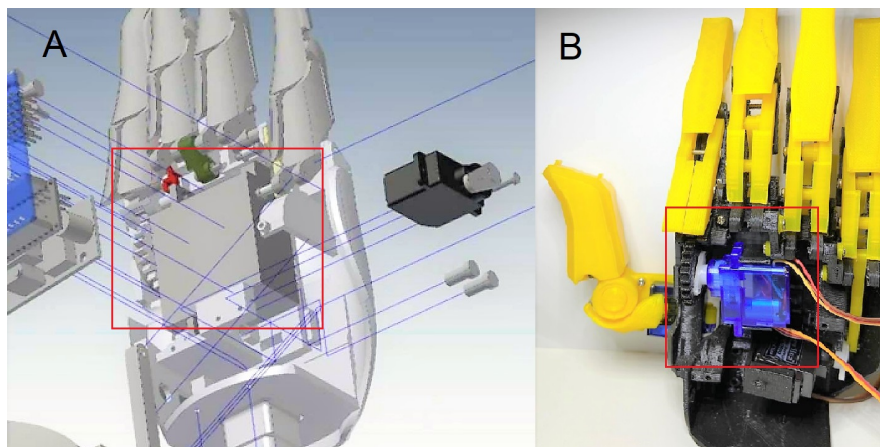


**Fonte: Autoria própria**

Além disso, realizou-se uma adaptação para a movimentação do dedo indicador, a partir da produção de uma peça de encaixe, visualizada na Figura 29, no qual viabilizou a substituição do motor utilizado na HACKberry, destacado em (A) da Figura 28, por

um servo motor, visto em (B) na Figura 28, que é facilmente encontrado, apresentando preço mais atrativo.

**Figura 28** – Comparativo entre o motor utilizado na HACKberry (2016) (A) e o motor utilizado no protótipo após a colocação da peça de encaixe (B)



Fonte: Autoria própria

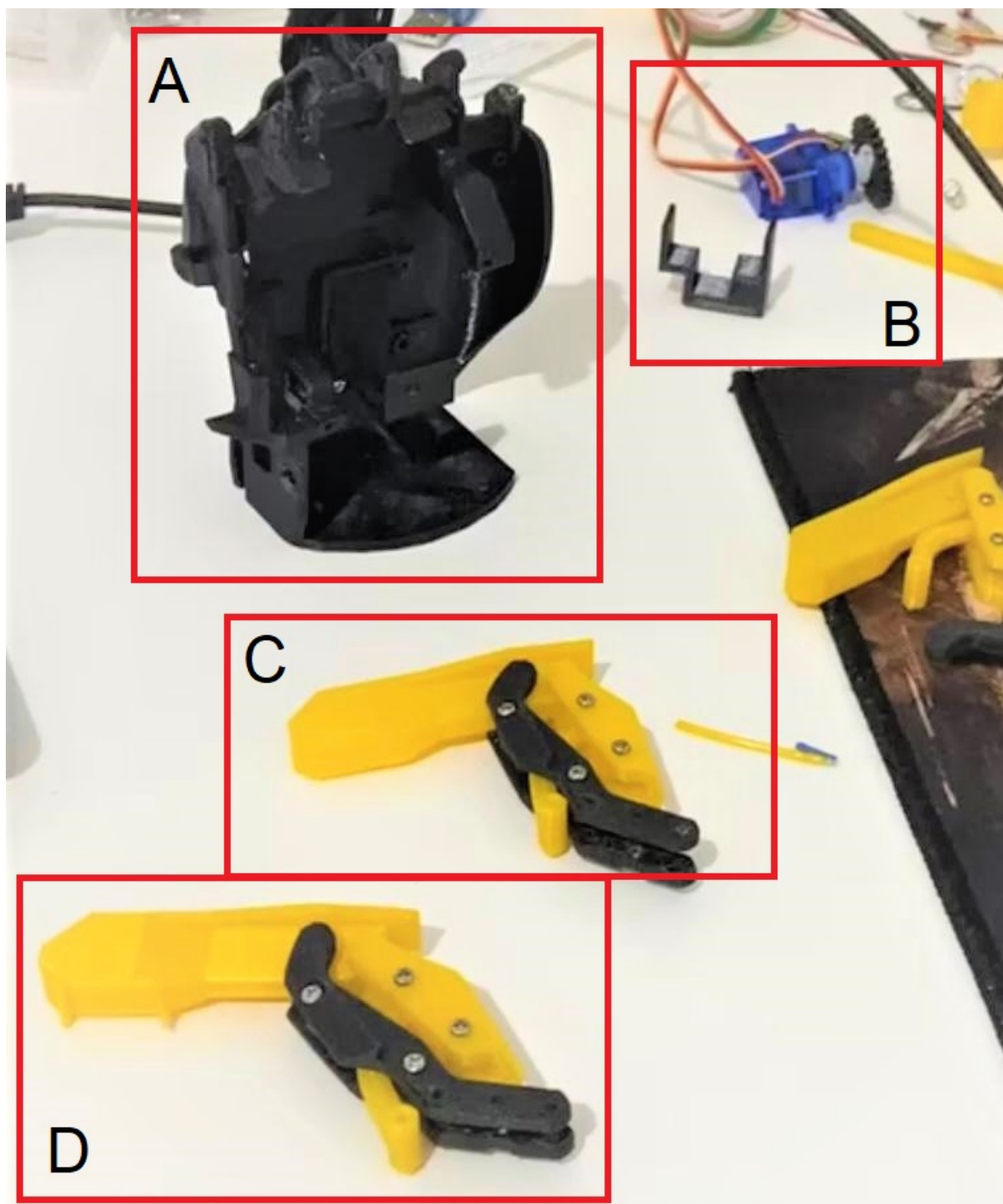
Para a impressão, empregou-se o *Software Cura Ultimaker* como fatiador, que tem a função de analisar e transformar um modelo 3D criado para um formato de leitura da impressora 3D, contendo as configurações desejadas quanto a espessura de paredes e camadas, velocidade de impressão, preenchimento e modo de impressão. Inicialmente foi produzido a palma da mão, seguido de suas peças internas e por fim foram impressos os dedos projetados, bem como a peça de encaixe para o servo motor do dedo indicador, algumas partes podem ser observadas na Figura 29. Todas as peças foram impressas em aproximadamente 23 horas e 06 minutos e consumiram cerca de 156 gramas de material.

## 6.2 MONTAGEM E TESTES

Com todas as peças confeccionadas, iniciou-se o processo de montagem e testes acerca da movimentação e do sensoriamento, que avançaram seguidamente durante todo o processo. Primeiramente, foram montados todos os dedos de forma separada e se iniciou o processo de encaixe na mão com o posicionamento do dedo polegar e seu respectivo servo motor, observado na Figura 30. Após, seguiu-se com a montagem do dedo indicador com seu respectivo servo motor e encaixe específico e, subsequentemente se posicionou os dedos médio, anular e mínimo e o terceiro servo motor.

A cada dedo instalado na mão, realizavam-se testes com o auxílio de um Arduino UNO, utilizando-se sua própria plataforma — Arduino IDE — para a programação, para verificar o melhor ângulo de atuação de cada dedo, buscando executar os movimentos pré-definidos. Já com a mão montada, instalou-se os sensores piezoelétricos no dedão, dedo indicador e dedo médio, demonstrado na Figura 31, realizando-se os testes de movimentação e sensoriamento do protótipo.

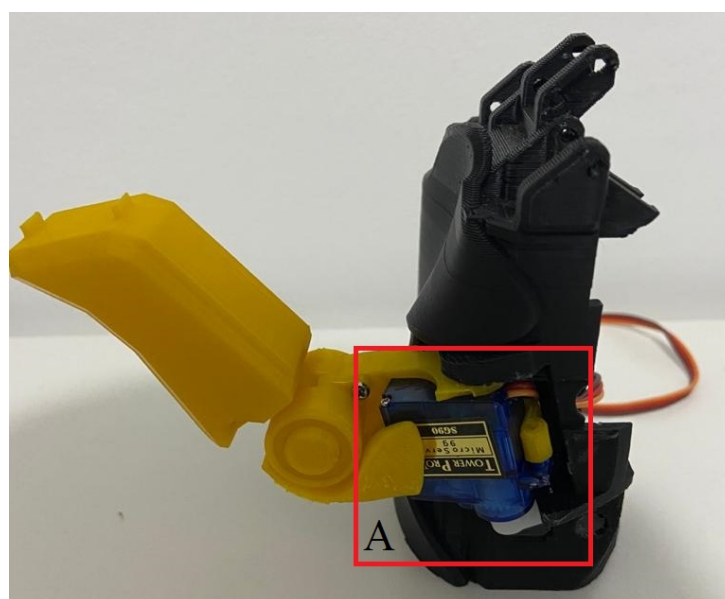
Figura 29 – Partes da mão impressas; (A) Palma da mão; (B) Peça de encaixe e servo motor para o dedo indicador; (C) Dedo anular ou mínimo; (D) Dedo médio com espaço para piezoelétrico



Fonte: Autoria própria

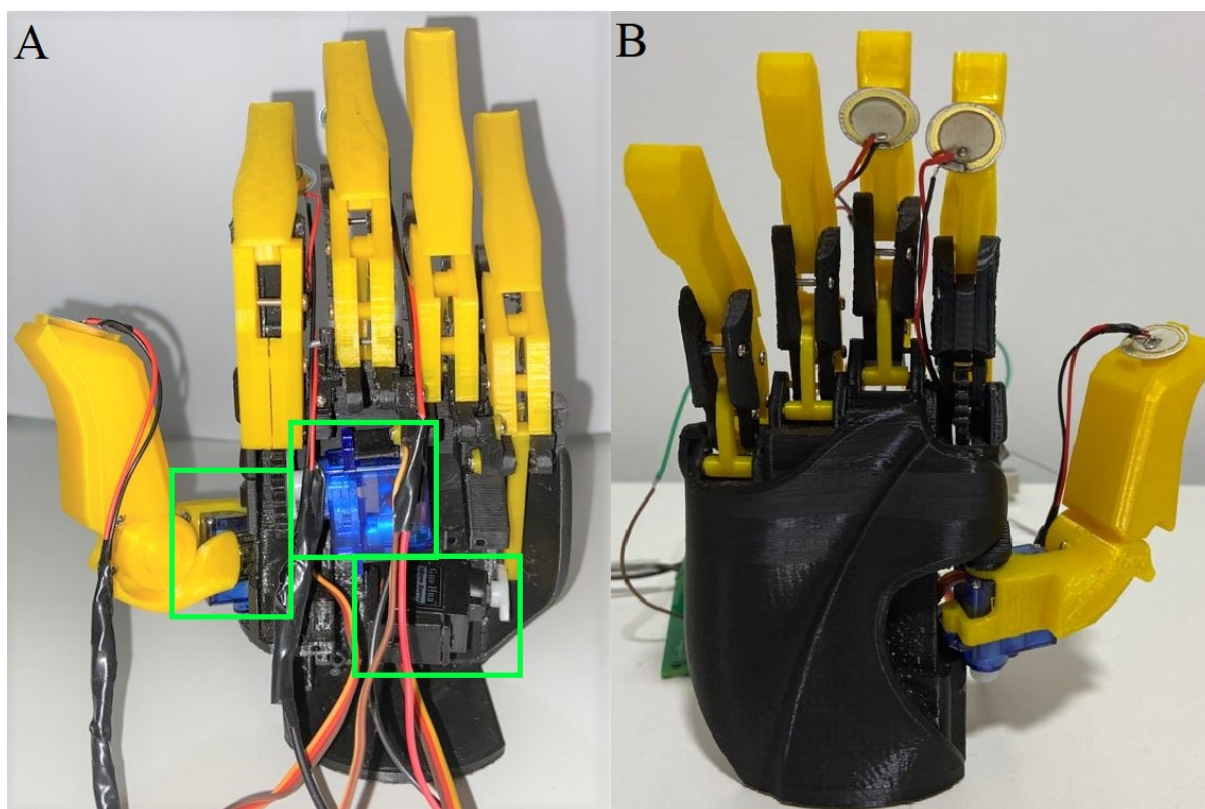


Figura 30 – Dedo polegar inserido na mão juntamente com seu respectivo servo motor, destacado em (A)



Fonte: Autoria própria

Figura 31 – Protótipo de prótese de mão humana montada de forma completa, apresentada de costas em (A), destacando-se os servo motores; e de frente em (B)

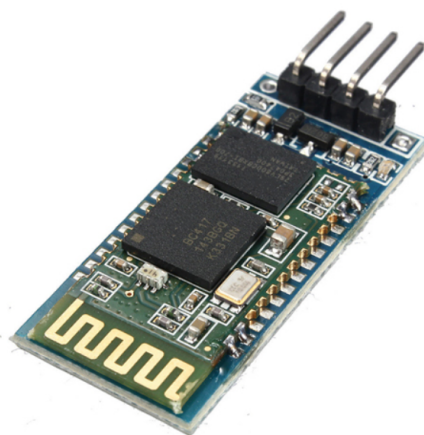


Fonte: Autoria própria

### 6.3 CONTROLE

Com a finalidade de efetuar o controle da mão, procedeu-se com testes do módulo *bluetooth* HC-06, exibido na Figura 32. Para tal, instalou-se o aplicativo *Arduino bluetooth controller*, que se conecta ao módulo e o envia comandos. A ferramenta se comportou de maneira esperada quando realizados os testes com um LED, no entanto, a tentativa de controlar um servo motor não obteve êxito. Quando se conectava o servo motor ao Arduino UNO o módulo HC-06 se desligava e impossibilitava o envio de comandos. Notou-se que, ao conectar o servo motor à placa de desenvolvimento, a tensão de entrada no módulo *bluetooth* não era suficiente para mantê-lo ligado. Pesquisaram-se diversas formas de como utilizar este módulo, alterando sua programação, suas conexões, o circuito elétrico e também o aplicativo responsável pelo controle, no entanto todas as tentativas obtiveram o mesmo resultado, ou seja, ao ligar os servo motores juntamente com o módulo, o dispositivo se desconectava. Uma das maneiras encontradas para solucionar este problema foi alimentar o HC-06 a partir de uma alimentação externa, no entanto para este projeto esta solução não seria viável.

**Figura 32** – Módulo *bluetooth* HC-06



**Fonte:** Autoria própria

Como alternativa, fez-se o uso de um receptor de sinal infravermelho VS1838B e um controle emissor de sinal genérico, já demonstrado na Figura 25. Para realizar os testes de envio de comandos do controle remoto para a placa, fez-se necessário realizar previamente a clonagem das teclas do controle, ou seja, captar um código hexadecimal que cada botão envia e anotá-lo, para que posteriormente, em meio a programação, o microcontrolador entenda o que deve fazer após ser pressionado cada botão. Desta forma, definiu-se 12 botões a serem utilizados, sendo que os botões de número 1 ao 6 realizam os movimentos da Figura 22 de A até F respectivamente e, há 2 botões para que cada servo motor se movimente independentemente dos outros, no qual um dos botões o faz rotacionar em

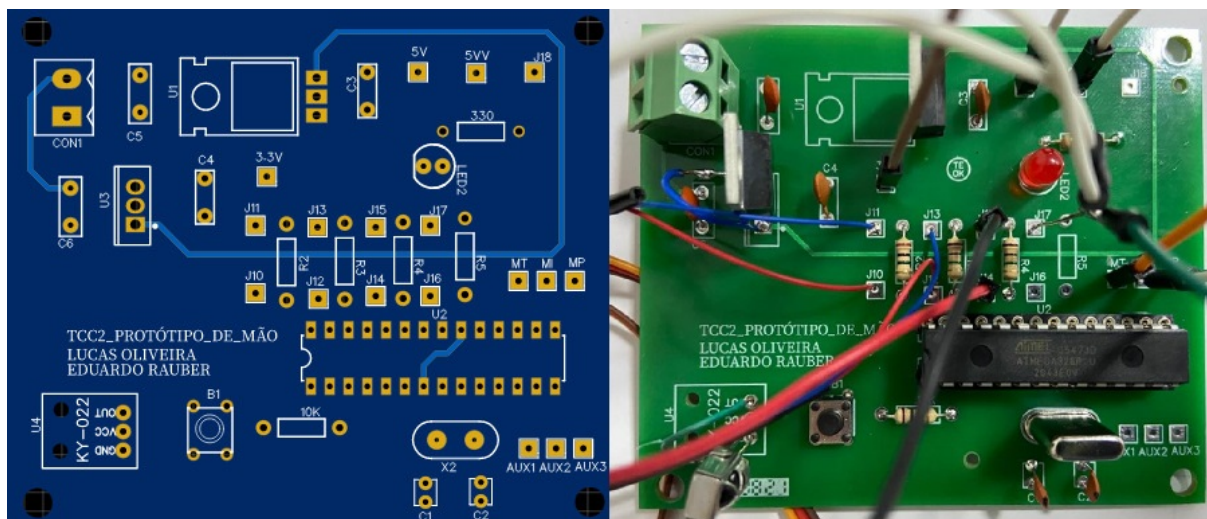
sentido horário, estendendo o dedo referente e, o outro o rotaciona em sentido anti-horário, curvando o dedo respectivo. O código elaborado pode ser acessado por meio do Apêndice B.

#### 6.4 PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

De modo a não depender de uma placa de desenvolvimento, como o Arduino por exemplo, definiu-se que seria projetada uma placa de circuito impresso, com o intuito de obter um circuito mais confiável e adaptado ao protótipo. Esta placa foi idealizada com o microcontrolador Atmega 328p por ter a quantidade de recursos necessários, tais como portas digitais e conversores analógico-digital. O microcontrolador e os servos motores utilizados na construção da placa de circuito impresso necessitam de alimentação entre 3,3 V e 5 V, entretanto a fonte adquirida para fornecer energia elétrica ao protótipo entrega 12 V em sua saída. Pensando nisso, utilizou-se o regulador de tensão LM7805 para fornecer a alimentação necessária ao microcontrolador.

O módulo receptor de sinal infravermelho VS1838B é responsável por receber os comandos desferidos pelo usuário através do controle remoto e repassá-los ao microcontrolador, que fará a interpretação de qual movimento foi solicitado e conseqüentemente acionará os servo motores necessários para o realizar. Na Figura 33 é visto a placa de circuito impresso projetada e posteriormente fabricada e montada.

**Figura 33 – Projeto da Placa de Circuito Impresso e placa fabricada**



Fonte: Autoria própria

## 7 RESULTADOS

O capítulo a seguir apresenta análises sobre os materiais utilizados no protótipo e os movimentos que a mão executa, os custos para produzi-la, um comparativo entre o protótipo desenvolvido e a HACKberry, além dos resultados referentes ao sensoriamento.

### 7.1 MOVIMENTOS

Uma das dificuldades da realização do projeto se referiu aos movimentos executados, pois ao testar a funcionalidade de cada motor e conseqüentemente o movimento de cada dedo, as peças que unem os dedos mínimo, anular e médio se moviam do seu ponto inicial em relação ao primeiro encaixe, destacado em azul na Figura 34, no caso, com os dedos estendidos, dificultando a repetibilidade dos movimentos. Para resolver este problema se fez necessário proceder com um ajuste fino em parafusos específicos que unem as peças encaixadas, encontrar o grau de rotação de cada motor, visto no Quadro 2, e também adicionar um atraso de pelo menos 2 milissegundos para cada movimentação dos motores, com o intuito de não haver movimentos bruscos, para que nenhum dos dedos interferisse em outro ou dificultasse a execução dos movimentos requeridos. Os parafusos que necessitam de ajustes, bem como as peças que se moviam do seu ponto inicial podem ser vistas na Figura 34.

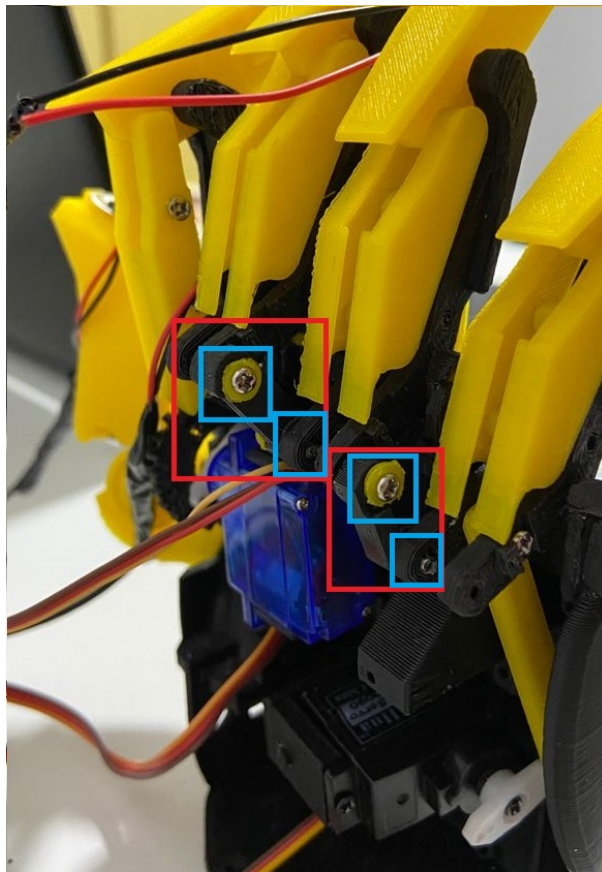
**Quadro 2 – Grau de rotação de cada motor**

MOTORES	GRAU DE ROTAÇÃO
MOTOR DO POLEGAR	0° A 160°
MOTOR DO INDICADOR	0° A 140°
MOTOR DOS TRÊS DEDOS	0° A 90°

**Fonte: Autoria própria**

O método de controle infravermelho utilizado se comportou de maneira esperada durante todo o processo, no qual ao pressionar um botão específico do controle remoto, o sensor receptor de sinal infravermelho interpretava o comando emitido e enviava para o microcontrolador as instruções a serem executadas. Dessa forma, atendeu-se às necessidades de controlar a mão e se cumpriu o objetivo do projeto em relação a sua movimentação. No Quadro 3 há uma legenda dos movimentos realizados ao pressionar cada botão do controle remoto demonstrado na Figura 25. Já na Figura 35 se observa os movimentos realizados pelo protótipo, podendo ser feita uma comparação com a Figura 22. Ademais, os servo motores desempenharam suas funções conforme desejado, suportando o peso e o atrito das peças.

**Figura 34** – Peças que unem os dedos mínimo, anular e médio destacadas em vermelho; parafusos que necessitaram de ajuste fino e ponto inicial das peças destacados em azul



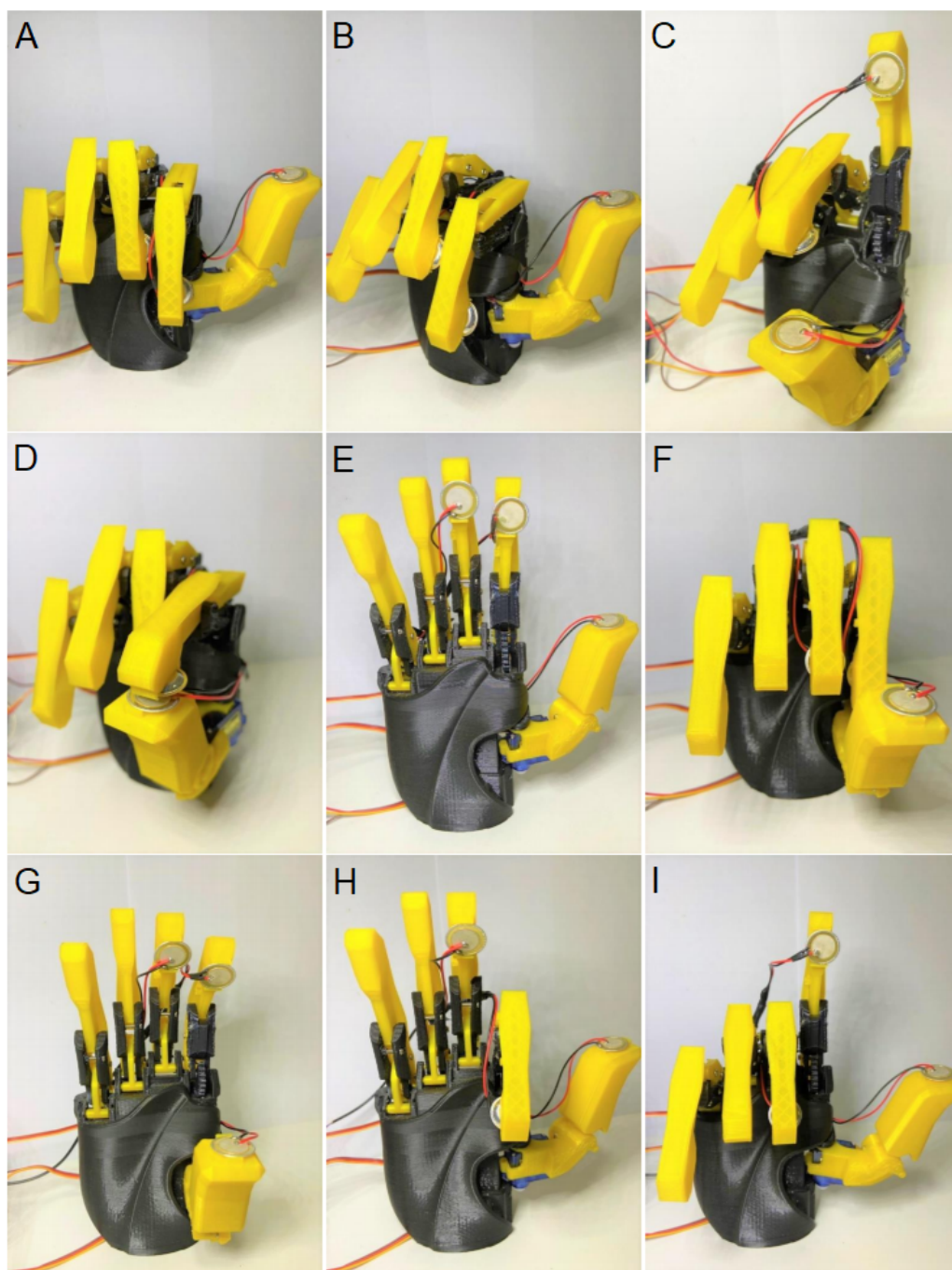
Fonte: Autoria própria

**Quadro 3** – Movimentos realizados após pressionar os botões do controle remoto

BOTÕES	MOVIMENTOS E SENTIDO DE ROTAÇÃO DOS MOTORES
CH-	FECHAR DEDÃO (ANTI-HORÁRIO)
CH	ABRIR DEDÃO (HORÁRIO)
«	FECHAR DEDO INDICADOR (ANTI-HORÁRIO)
»	ABRIR DEDO INDICADOR (HORÁRIO)
-	FECHAR DEDOS MÉDIO, ANULAR E MÍNIMO (ANTI-HORÁRIO)
+	ABRIR DEDOS MÉDIO, ANULAR E MÍNIMO (HORÁRIO)
1	SINAL DE POSITIVO
2	REGRA DA MÃO DIREITA
3	APONTAR
4	PINÇA
5	MÃO ABERTA
6	MÃO FECHADA

Fonte: Autoria própria

Figura 35 – Movimentos realizados pelo protótipo; (a) Sinal de positivo; (b) Regra da mão direita; (c) Sinal de apontar com o dedo indicador; (d) Pinça de precisão; (e) Mão aberta; (f) Mão fechada; movimentações independentes: (g) Dedo polegar; (h) Dedo indicador; (i) Dedos médio, anular e mínimo.



Fonte: Autoria própria

## 7.2 CUSTOS

Um dos objetivos deste projeto era de que o protótipo possuísse custo relativamente menor do que as próteses existentes, inclusive do que a própria HACKberry. No Quadro 4 são evidenciados os valores totais de alguns modelos de próteses analisadas. Observa-se ainda no Quadro 5 um comparativo entre os dois projetos, no que diz respeito às adaptações realizadas. Verifica-se que as peças projetadas, juntamente com os atuadores e sensores utilizados, resultam em uma redução de custo de aproximadamente quatro vezes. Outro fator interessante é relacionado à quantidade de material utilizada, nas quais as novas peças consumiram praticamente metade do material se comparado com as peças originais. Da mesma forma, este fato interferiu proporcionalmente e diretamente no tempo de impressão.

**Quadro 4 – Valores de próteses de mão biônicas. Cotação de 17/08/2021 US\$1,00 para R\$5,30 (ECONOMIA, 2021)**

PRÓTESE	VALOR EM US\$
HACKBERRY	MENOS DE 2.000,00
MYOHAND CYCOR	1.000,00 A 1.200,00
BEBIONIC ARTIFICIAL HAND	30.000,00 A 40.000,00
ABILITY HAND	20.000,00 A 30.000,00
HERO ARM	10.000,00 A 20.000,00
I-LIMB ACCESS	40.000,00 A 50.000,00
TRUE LIMB	MENOS DE 10.000,00

Fonte: (HACKBERRY, 2016),(WILLIAMS, 2021) e (CIBERNÉTICA, 2020)

**Quadro 5 – Comparativo das peças impressas e equipamentos entre a HACKberry e o protótipo desenvolvido**

PEÇA/EQUIPAMENTO	PROTÓTIPO	HACKBERRY	PROTÓTIPO	HACKBERRY	PROTÓTIPO	HACKBERRY
	TEMPO DE IMPRESSÃO (MIN)		QUANTIDADE DE MATERIAL (G)		CUSTO (R\$)	
DEDO POLEGAR	209	223	22	24	2,61	2,78
DEDO INDICADOR	99	143	11	13	1,26	1,54
DEDO MÉDIO	84	131	9	12	1,05	1,42
DEDO ANULAR	84	131	9	12	1,05	1,42
DEDO MÍNIMO	84	131	9	12	1,05	1,42
PALMA DA MÃO	748	748	89	89	10,26	10,80
PARTES INTERNAS DA MÃO	78	78	7	7	0,81	0,81
ATUADORES	-	-	-	-	42,00	90,00
TRANSDUTORES	-	-	-	-	5,54	91,02
TOTAL	1386	1585	156	169	66,17	201,21

Fonte: Autoria própria

Ademais, demonstra-se no Quadro 6 todos os custos em relação ao material utilizado, à placa de circuito impresso, aos sensores e atuadores que constituem o projeto.

**Quadro 6 – Custos dos materiais e componentes do protótipo**

PEÇA/EQUIPAMENTO	VALOR EM R\$
PARTES IMPRESSAS	18,09
PCI (UMA UNIDADE)	60,00
REGULADOR DE TENSÃO 3.3V	2,88
REGULADOR DE TENSÃO 5V	2,30
RECEPTOR INFRAVERMELHO	1,04
EMISSOR INFRAVERMELHO	6,56
3X ATUADORES	42,00
3X TRANSDUTORES	5,54
4X RESISTORES 1 MEGAOHM	0,20
CONECTOR FONTE DE TENSÃO	3,90
FONTE DE TENSÃO	17,50
KIT ATMEGA 328P	29,90
PACOTE DE PARAFUSOS 2MM	15,67
TOTAL	205,58

Fonte: Autoria própria

### 7.3 SENSORIAMENTO

O tato é um importante sentido para o ser humano, pois para que as mais simples tarefas do cotidiano sejam executadas se depende muito de seu auxílio como, por exemplo, segurar um copo de plástico sem que este não seja esmagado ou caia das mãos. Para isto a pele atua como um grande sensor, onde é possível identificar pressões, sejam as que sofremos ou as que exercemos. Para se ter um controle considerável da quantidade de pressão que os dedos do protótipo estão aplicando, utilizou-se sensores piezoelétricos nas pontas dos dedos para agirem como limitador de movimentos, pois quando a entrada analógica do microcontrolador detecta um pico de tensão proveniente do sensor qualquer movimento que estiver sendo executado é parado instantaneamente. Porém, os sensores piezoelétricos não agiram conforme o idealizado, pois quando sofrem deformação um pulso elétrico é gerado, e este pequeno pulso de tensão com uma quantidade elevada de ruído muitas vezes não é captado pelo microcontrolador, ou ainda, quando captado acaba cessando o movimento antes do esperado devido ao ruído intrínseco gerado pelo sensor, resultando em perda de sensibilidade e má execução dos movimentos.

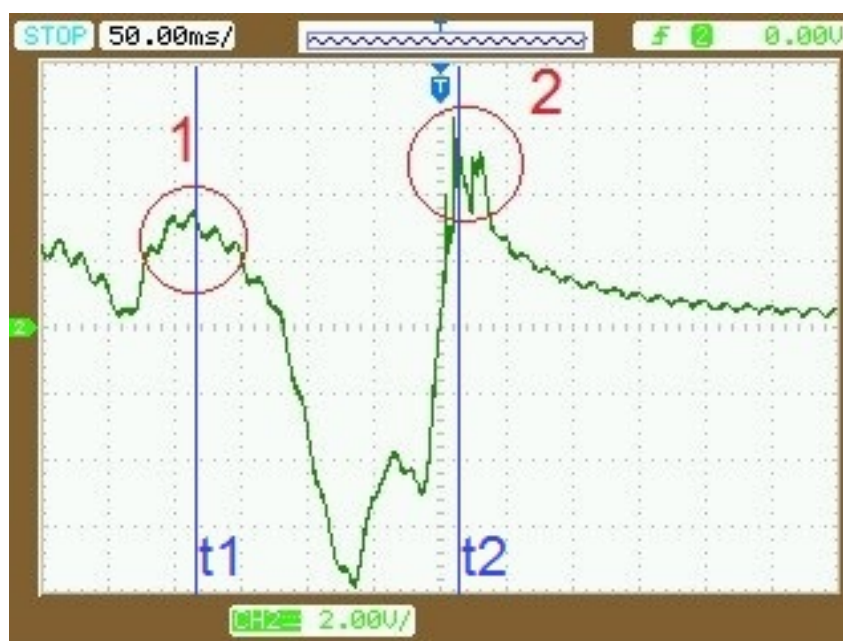
Para uma melhor visualização deste efeito, utilizou-se de um osciloscópio para captação do sinal gerado pela deformação do sensor posicionado no dedo indicador, em que o sensor piezoelétrico é pressionado contra um *pendrive* e deformado da mesma maneira como na Figura 3(b). A representação gráfica deste efeito pode ser vista na Figura 36. Destacou-se na imagem dois pontos evidenciados com os números 1 e 2. A pressão sobre o sensor piezoelétrico se inicia no primeiro ponto, onde seu pico de tensão alcança 18V, os servos mantêm o dedo pressionado até o segundo ponto onde sua tensão atinge seu pico



máximo, sendo registrados 23V. A diferença temporal entre os dois picos evidenciados é de aproximadamente 240ms, logo após atingir seu maior pico de tensão o sensor recebe um alívio na pressão exercida e a tensão vista pelo microcontrolador tende a ser zero.

O comportamento esperado do sensor piezoelétrico seria uma resposta com uma quantidade menor de ruídos. Para isso, uma maneira de obter uma melhor resposta dos sensores seria a utilização de um filtro, no qual uma grande parte do ruído produzido seja retirado do sinal final e impedido de chegar até o microcontrolador.

**Figura 36 – Resultado da pressão sob um sensor piezoelétrico com auxílio de um osciloscópio**



Fonte: Autoria própria

## 8 CONCLUSÃO

O desenvolvimento deste trabalho resultou em um protótipo de mão adaptado, concebido por manufatura aditiva, controlado via PCI de autoria própria e acionado por meio de um controle remoto. Além disso, este projeto ainda cumpriu com os objetivos acerca da definição do material utilizado para impressão, dos movimentos executados, da escolha microcontrolador, bem como possibilitou a reprodução dos movimentos de uma mão humana.

O custo final do protótipo é relativamente baixo se comparado a outras próteses existentes no mercado, que se diferenciam de acordo com a tecnologia empregada, o ano de fabricação e às necessidades a serem atendidas.

A comunicação homem-máquina desenvolvida, por meio de um receptor infravermelho acoplado na PCI e um controle remoto emissor deste sinal, foi de fácil manuseio e satisfatório para os fins deste projeto. Em contrapartida, na prática, limitou-se o uso dos transdutores, pois a resposta não ocorreu de forma esperada, devido a grande quantidade de ruídos produzidos quando o sensor é deformado. Para suprir esta carência que se decidiu controlar cada motor de maneira individual, proporcionando que o protótipo obtenha a forma que o usuário desejar, de acordo com suas necessidades.

Ademais, os componentes e os materiais escolhidos para o desenvolvimento do protótipo tornaram a mão robótica leve e funcional, favorecendo seu uso em trabalhos futuros.

Por fim, justifica-se a apresentação deste projeto no período atual em decorrência da pandemia do COVID-19, que dificultou os encontros entre os autores deste trabalho, sendo todos realizados por meio de videoconferência.

## 9 TRABALHOS FUTUROS

Para o aprimoramento deste protótipo de prótese, segue como sugestão para trabalhos futuros os seguintes itens:

- Aprimoramento do circuito empregado e da programação em relação ao sensor piezoelétrico;
- Utilização de sensoriamento eletromiográfico para captação dos sinais emitidos pelos músculos;
- Desenvolver programação e controle a partir dos sinais emitidos pelos sensores eletromiográficos e de pressão;
- Emprego de luva sensorizada para controle e transmissão dos sinais para o protótipo;
- Utilização de material que possa reproduzir algumas características antropomórficas;
- Realizar controle em malha fechada para a movimentação de cada motor;
- Sugere-se ainda o estudo de uma nova forma para o dedão, possibilitando a movimentação de sua parte mais distal, com o intuito de manipular os objetos de maneira mais precisa e segura, dado que na HACKberry e no protótipo não há movimentação nesta porção do dedo.

## REFERÊNCIAS

- 3DILLA. Materiais para impressão 3d. 2018. Disponível em: <<http://pt.3dilla.com/materiais/>>. Acesso em: Outubro de 2020.
- 3DLAB. Comprar impressora 3d: o que fazer antes de tomar a decisão? 2016. Disponível em: <<https://3dlab.com.br/comprar-uma-impressora-3d/>>.
- 3DPRINT. You can now see the first ever 3d printer — invented by chuck hull — in the national inventors hall of fame. 2015. Disponível em: <<https://3dprint.com/72171/first-3d-printer-chuck-hull/>>. Acesso em: Outubro de 2020.
- AGUR, A. M. R.; MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. **Clinically oriented anatomy**. [S.l.]: Lippincott Williams Wilkins, 2013.
- AIRES, M. de M. **Fisiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.
- AUTOCOREROBOTICA. 2020. Disponível em: <<https://www.autocorerobotica.com.br/kit-infravermelho-controle-remoto-receptor-ir>>.
- BARIFOUSE, R. A nova revolução industrial. 2012. Acesso em: Maio de 2020.
- BLOHMKE, F. Compêndio otto bock: Prótese para membro superior. 1994.
- BOCCOLINI, F. Reabilitação: amputados, amputações e próteses. São Paulo, 2000.
- BUNDHOO, V.; PARK, E. J. Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands. Seattle, 2005. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/1507437>>. Acesso em: Agosto de 2020.
- CAMPOS, D. C. et al. Impressora 3d na Área da saúde. 2015. Disponível em: <<http://revista.unilus.edu.br/index.php/ruep/article/view/489/u2016v13n30e489>>. Acesso em: Outubro de 2020.
- CARVALHO, G. L. de. Proposta de um método de projeto de próteses de membros superiores com a utilização da engenharia e análise do valor. 2004.
- CIBERNÉTICA, C. **MyoHand**. 2020. Disponível em: <<https://www.cycor.com.br/produtos/myohand/>>.
- CURA, V. de O. D. Acionamento e controle de dedo de uma protese para membro superior com realimentação proprioceptiva de força e temperatura. São Carlos, 2005. Disponível em: <<https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-04052006-174641>>. Acesso em: Abril de 2020.
- DA CUNHA, F. L. MÃO DE SÃO CARLOS, UMA PRÓTESE MULTIFUNÇÃO PARA MEMBROS SUPERIORES : Um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores. São Carlos, 2002. Disponível em: <[https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-13032006-124951/publico/tese\\_fransergio.pdf](https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-13032006-124951/publico/tese_fransergio.pdf)>. Acesso em: 06 de abril de 2020.

DE CAMARGO, D. R. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO DE UMA PRÓTESE ANTROPOMÓRFICA PARA MEMBROS SUPERIORES . São Carlos, 2008. Disponível em: <<https://teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18151/tde-15102008-134653/publico/Daniel.pdf>>. Acesso em: 07 de abril de 2020.

ECONOMIA, U. **Dólar comercial**. 2021. Disponível em: <<https://economia.uol.com.br/cotacoes/cambio/>>.

ELETRÔNICACASTRO. 2020. Disponível em: <<https://www.eletronicacastro.com.br/catalogo/18113-pastilha-piezo-eletrica-15mm-arduino.html>>.

GARCIA, L. H. T. Desenvolvimento e fabricação de uma mini-impressora 3d para cerâmicas. 2011. Disponível em: <<https://teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18146/tde-30052011-124131/pt-br.php>>. Acesso em: Outubro de 2020.

GARRIDO, B. D. M. Controle de um motor de corrente contínua para uso em órteses e próteses. 2008. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/1843/MDAD-7W7NZM>>.

GIRAUDET, G. **Iniciação à aparelhagem dos deficientes físicos**. São Paulo: Editora Andrei, 1978.

HACKBERRY. **HACKberry 3D-printable open-source bionic arm**. 2016. Disponível em: <<http://exiii-hackberry.com/>>.

HOROVITZ, D. D. G. et al. Atenção aos defeitos congênitos no brasil: Características do atendimento e propostas para formulação de políticas públicas em genética clínica. RIO DE JANEIRO, 2006. Disponível em: <<https://www.arca.fiocruz.br/bitstream/icict/242/2>>. Acesso em: Maio de 2020.

JUNIOR, P. de O. C.; MARQUES, D. M. N. Impressoras 3d: redução de custo e tempo no desenvolvimento de produtos. 2018. Disponível em: <<http://fatecgarca.edu.br/ojs/index.php/efatec/article/view/68>>. Acesso em: Outubro de 2020.

KOTTKE, F. J.; LEHMANN, J. F. **Tratado de medicina física e reabilitação de Krusen**. [S.l.]: Editora Manole, 1994.

LISBOA, G. Estudo e desenvolvimento de uma impressora 3d utilizando a placa eletrônica gen7v1.2br2. Maranhão, 2017. Disponível em: <<https://monografias.ufma.br/jspui/bitstream/123456789/1557/1/Gawaine\%20Lisboa.pdf>>. Acesso em: Maio de 2020.

LOPES, J. A. L.; ALMEIDA, L. C. Metodologia para concepção de prótese ativa de mão utilizando impressora 3d. Brasília, 2013. Disponível em: <<https://bdm.unb.br/handle/10483/6902>>. Acesso em: Abril de 2020.

MORIMOTO, S. Y. U. et al. Órteses e próteses de membro superior impressas em 3d: uma revisão integrativa. 2021. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/cadbto/a/fLwFnzyvCZnGGxPnRLdVt3w/?lang=pt&format=pdf>>.

MYHUMANKIT. 2020. Disponível em: <<https://myhumankit.org/en/tutorials/myoelectric-exiii-hand/>>.

NAPIER, J. R. The prehensile movements of the human hand. London, 1956.

- NETO, A. dos S. Conheça chuck hull: o criador da impressora 3d. 2016. Disponível em: <<http://blog.wishbox.net.br/2016/05/16/chuck-hull/>>. Acesso em: Outubro de 2020.
- OLIVEIRA, B. F. de; RITA, R. L. Prototipo de mão automatizada controlada por comando de voz. Araucaria, 2014. Disponível em: <<http://revista.facear.edu.br/artigo/download/\protect\T1\textdollar/prototipo-de-mao-automatizada-controlada-por-comando-de-voz>>. Acesso em: Abril de 2020.
- OLIVEIRA, L. M. B. **Cartilha do Censo 2010: pessoas com deficiência**. 2012. Disponível em: <<https://bibliotecadigital.mdh.gov.br/jspui/handle/192/754>>.
- ORGANIZATION, W. H. et al. **World report on disability 2011**. [S.l.]: World Health Organization, 2011.
- RAUBER, R. A. **Introdução ao Microcontrolador ATmega328P**. 2019. Disponível em: <<https://visiorob.com.br/index.php/2019/09/15/introducao-ao-microcontrolador-atmega328p/>>.
- RIBEIRO, W. C.; MIYADAIRA, A. N.; FERRUZZI, Y. Desenvolvimento de mão robotica de baixo custo. Medianeira, 2016. Disponível em: <<https://periodicos.utfpr.edu.br/recit/article/download/4353/William>>. Acesso em: Junho de 2020.
- SMAR. 2020. Disponível em: <<https://www.smar.com/brasil/artigo-tecnico/sensores-de-pressao>>.
- SPICHLER, E. R. S. et al. Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil. MICHIGAN, 2001. Disponível em: <<https://www.scielosp.org/pdf/rpsp/2001.v10n5/334-340>>. Acesso em: Maio de 2020.
- THOMAZONI, L. ANÁLISE E IMPLEMENTAÇÃO DE PROTÓTIPO DE MÃO ROBÓTICA. CAXIAS DO SUL, 2015. Disponível em: <<https://repositorio.ucs.br/xmlui/bitstream/handle/11338/2261/TCC\%20Lucas\%20Thomazoni.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Acesso em: 18 de março de 2020.
- TORTORA, G. J.; NIELSEN, M. T. **Princípios da anatomia humana**. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2013.
- TUBIANA, R. **The hand**. New York: W. B. Saunders Company Publisher, 1981.
- VAY, D. L. **Anatomia y fisiologia humana**. [S.l.]: Editorial Paidotribo, 2000.
- WIGLEY, M. **Prosthetic theory: The disciplining of architecture**. 1991.
- WILLIAMS, W. **Bionic Hand Price List**. 2021. Disponível em: <<https://bionicsforeveryone.com/bionic-hand-price-list/>>.
- XAVIER, R. T. Implementação de uma prótese ativa para membro superior de baixo custo. 2016. Disponível em: <[https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/144525/xavier\\_rt\\_me\\_ilha.pdf?sequence=3](https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/144525/xavier_rt_me_ilha.pdf?sequence=3)>.

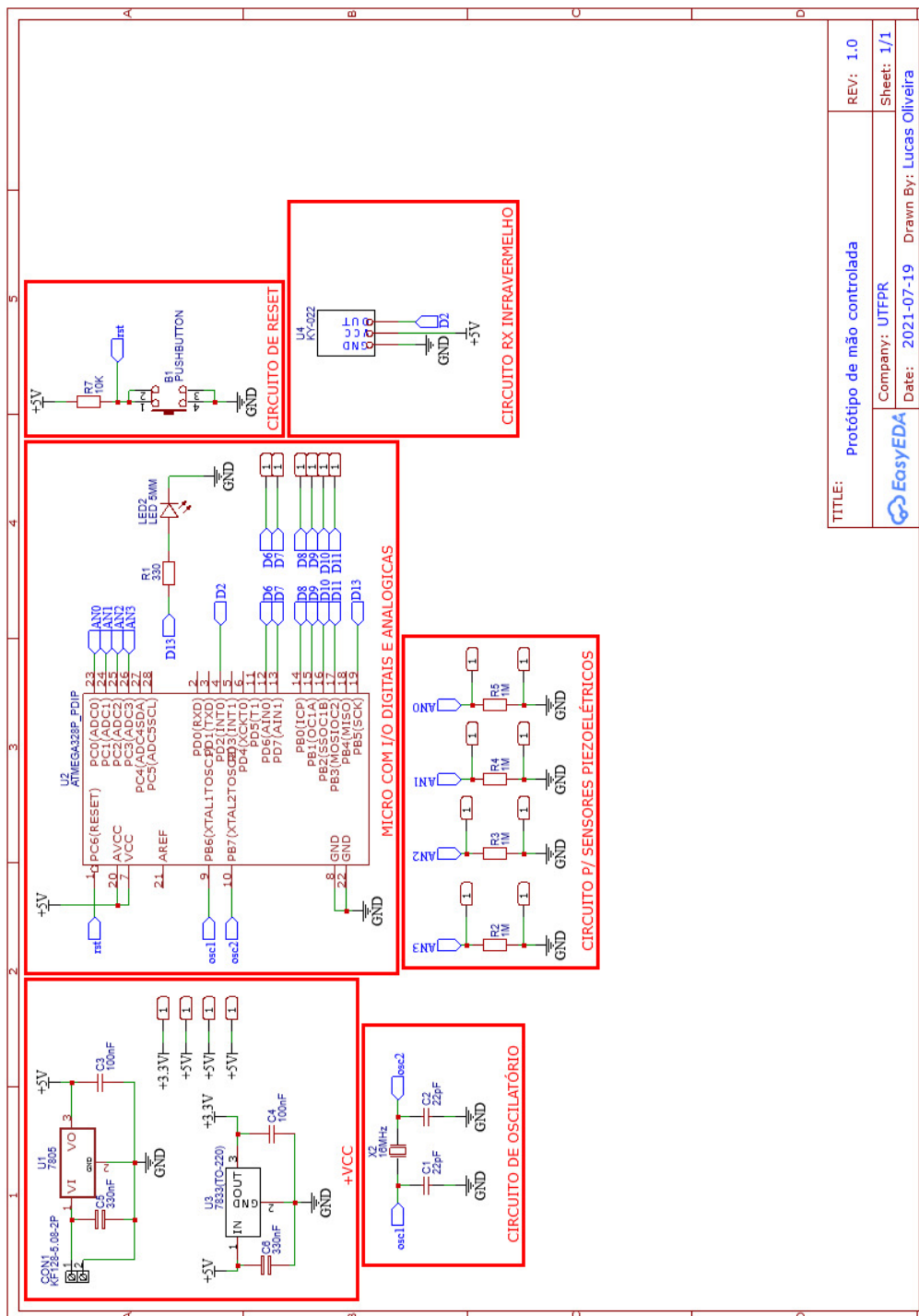
---

ZUO, K. J.; OLSON, J. L. The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. Edmonton, 2014. Disponível em: <<https://www.pulsus.com/scholarly-articles/the-evolution-of-functional-hand-replacement-from-iron-prostheses-to-hand-transplantation.pdf>>. Acesso em: Abril de 2020.

**APÊNDICE A – ESQUEMÁTICO DA PLACA DE CIRCUITO  
IMPRESSO**



Figura 37 – Esquemático da placa de circuito impresso



TITLE:	Protótipo de mão controlada	REV: 1.0
Company:	UTFPR	Sheet: 1/1
Date:	2021-07-19	Drawn By: Lucas Oliveira

Fonte: Autoria própria

## APÊNDICE B – CÓDIGO ELABORADO EM LINGUAGEM C PARA CONTROLE DO PROTÓTIPO

<https://github.com/durauber97/Prot-tipo-de-pr-tese-controlada-de-m-o.git>.