

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
ENG. DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

GUSTAVO HENRIQUE ELLWANGER
EINSFELDT - 00234221

**PROTOTIPAGEM DE PRÓTESE PARA
DEDO VIA ESCÂNER E IMPRESSÃO 3D**

Porto Alegre
2021

**GUSTAVO HENRIQUE ELLWANGER
EINSFELDT - 00234221**

**PROTOTIPAGEM DE PRÓTESE PARA
DEDO VIA ESCÂNER E IMPRESSÃO 3D**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC-CCA) apresentado à COMGRAD-CCA da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como parte dos requisitos para a obtenção do título de *Bacharel em Eng. de Controle e Automação*.

ORIENTADOR:

Prof. Dr. Renato Ventura Bayan Henriques

Porto Alegre
2021

GUSTAVO HENRIQUE ELLWANGER
EINSFELDT - 00234221

**PROTOTIPAGEM DE PRÓTESE PARA
DEDO VIA ESCÂNER E IMPRESSÃO 3D**

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para a obtenção dos créditos da Disciplina de TCC do curso *Eng. de Controle e Automação* e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____
Prof. Dr. Renato Ventura Bayan Henriques, UFRGS
Doutor pela Universidade Federal de Minas Gerais - Belo Horizonte, Brasil)

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Renato Ventura Bayan Henriques, UFRGS
Doutor pela Universidade Federal de Minas Gerais - Belo Horizonte, Brasil)

Prof. Dr. Heraldo José de Amorim, UFRGS
Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul - Porto Alegre, Brasil)

Prof. Dr. Aurélio Tergolina Salton, UFRGS
Doutor pela University of Newcastle - Newcastle, Australia)

Mario Sobczyk
Coordenador de Curso
Eng. de Controle e Automação

Porto Alegre, novembro de 2021.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todos colegas estudantes de engenharia de controle e automação com desejo de motiva-los. O caminho é árduo e tortuoso e há momentos em que nada parece dar certo, mas acredite, é possível vencê-lo. Batalhas serão ganhas e batalhas serão perdidas, sigam sempre em frente, pois no final tudo há de valer a pena.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer, primeiramente e principalmente, a minha família, especialmente meus pais Carlos Fernando Einsfeldt e Sandra Ellwanger que estiveram ao meu lado, incentivando ou dando puxões de orelha, por todo esse tempo. Eu não conseguiria chegar aqui ou ser quem eu sou sem vocês, muito obrigado, amo vocês. Às minhas gatas Lola e Mel, agradeço por serem minhas companheiras. Obrigado por me dar conforto nos momentos difíceis e conseguir iluminar até o dia mais escuro. Também quero agradecer a minha irmã Rafaella Monique e minha prima Anabel Richter pelo apoio.

Agradeço a minha turma de controle e automação de 2014 por serem como uma segunda família por todos esses anos. Foram diversas disciplinas, provas, trabalhos juntos, mas também festa, encontros e risadas. O futuro reserva grandes planos para vocês e espero que todos possamos nos encontrar novamente. Também agradeço a todos demais amigos e colegas que fizeram parte do meu cotidiano ao longo desses anos, muito obrigado.

Agradeço a todos envolvidos neste trabalho. Ao meu orientador, Renato Ventura, que além de grande professor durante graduação, é uma inspiração profissional e pessoal. Aos meus grandes amigos Guilherme Abitante, Anne Caroline, João Vitor e Paola Valentini, que ajudaram me motivando, aconselhando e corrigindo. Muito obrigado.

Por fim gostaria de agradecer a Universidade Federal do Rio Grande do Sul, UFRGS, e todo seu corpo docente e de funcionários, sem vocês nada disso seria possível. Muito obrigado.

RESUMO

As tecnologias assistivas podem prover assistência e reabilitação e melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiências. A utilização de próteses tem como objetivo melhorar o desempenho funcional e ajudar na realização de atividades cotidianas, incrementando a autonomia do usuário. Neste trabalho, foi realizado o projeto de uma prótese mecânica ativa de baixo custo para um dedo. Com avanço das tecnologias de manufatura aditivas, a impressão 3D foi utilizada para fabricação da prótese devido à rapidez, personalização e baixo custo do processo. Para personalizar a prótese foi empregado o escaneamento 3D da mão através de um Kinect. Uma análise econômica do projeto foi realizada para se determinar o custo da prótese.

Palavras-chave: Kinect, Impressão 3D, Prótese de dedo.

ABSTRACT

Assistive technologies can provide assistance and rehabilitation and improve the quality of life for people with disabilities. The use of prostheses aims to improve functional performance and help in carrying out daily activities, increasing the user's autonomy. In this work, the design of a low-cost active mechanical prosthesis for a finger was developed. With advances in additive manufacturing technologies, 3D printing was used to manufacture the prosthesis due to the speed, customization and low cost of the process. To customize the prosthesis, a Kinect was used as a 3D scanner and a hand model was generated. An economic analysis of the project was made to determine the accessibility of the prosthesis.

Keywords: Kinect, 3D printing, Finger Prosthetic.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	8
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS	10
1 INTRODUÇÃO	11
1.1 Objetivos	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	12
2.1 Anatomia da mão humana	12
2.2 Próteses	14
3 METODOLOGIA	17
3.1 Escaneamento com Kinect	17
3.2 Filtragem do modelo 3D	20
3.3 Projeto da prótese	21
3.4 Impressão da prótese	24
3.5 Montagem	27
3.6 Testes	29
3.7 Análise econômica	33
4 CONCLUSÃO	36
4.1 Trabalhos Futuros	37
APÊNDICE A - CONFIGURAÇÃO <i>SKANECT</i>	38
APÊNDICE B - CARACTERÍSTICAS DA IMPRESSORA 3D UTILIZADA	39
APÊNDICE C - CONFIGURAÇÃO <i>CURA</i>	40
ANEXO A - ESCANEAMENTO 3D COM KINECT	43
ANEXO B - IMPRESSORAS 3D	45
ANEXO C - FICHA TÉCNICA PLA UTILIZADO	49
REFERÊNCIAS	50

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1	Estrutura biomecânica da mão humana.	13
2	Tendões do dedo.	14
3	Formas de preensão da mão humana	15
4	Exemplo de prótese em impressão 3D	16
5	Metodologia	18
6	Escaneamento	19
7	Tela durante escaneamento	19
8	Mão escaneada	20
9	Modelo da mão filtrado	20
10	Modelo mão com amputação	21
11	Esboço da prótese.	21
12	Projeto da prótese	22
13	Flexão da prótese.	23
14	Prótese projetada sobre a mão	23
15	Partes da prótese modelada	24
16	Impressora utilizada	24
17	Orientação das peças	25
18	Parte do código G	27
19	Peças impressas	28
20	Rebarbas	28
21	Montagem da prótese	29
22	Rebite como eixo	29
23	Gancho	30
24	Versão final prótese	31
25	Comparação prótese e dedo	31
26	Prótese adaptada para testes	32
27	Testes com prótese adaptada	33
28	Desproporção da prótese adaptada	33
29	Esquemático Kinect v1	43
30	Projeção IV do Kinect v1	44
31	Componentes impressora 3D FFF	46
32	Funcionamento da impressora 3D FFF	47
33	Diferença entre Direct-drive e Bowden	48

LISTA DE TABELAS

1	Analogia Biológica-Mecânica.	22
2	Versões criadas da prótese.	30
3	Custos dos materiais da prótese.	34
4	Custos variantes no tempo do projeto.	35
5	Custos dos equipamentos do projeto.	35

LISTA DE ABREVIATURAS

3D	Três Dimensões
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
A.C.	Antes de Cristo
SLA	Estereolitografia
UV	Ultravioleta
LCD	<i>Display de Cristal Líquido</i>
DLP	Projeção Digital de Luz
SLS	Sintetização Seletiva a Laser
FDM	Modelagem por Fusão e Deposição
FFF	Fabricação por Filamento Fundido
CAD	Desenho Assistido por Computador
CNC	Controle Numérico Computadorizado
PTFE	Politetrafluoretileno
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
STL	<i>Standard Triangle Language</i>
UAV	<i>Unmanned Aerial Vehicles</i>
CMOS	<i>Complementary metal–oxide–semiconductor</i>
IV	Infravermelho
OMS	Organização Mundial de Saúde
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
AVD	Atividades de Vida Diária
TA	Tecnologia Assistiva
SUS	Sistema Único de Saúde
GDL	Grau de Liberdade
CPU	<i>Central Process Unit</i>
GPU	<i>Graphics Processing Unit</i>
PLA	Ácido Polilático

1 INTRODUÇÃO

Com o passar dos anos o número de pessoas com deficiências físicas vem aumentando no Brasil (MAYOR, 2017). A deficiência física compromete a independência e autonomia, limitando a realização de atividades do dia-a-dia. A utilização de tecnologias assistivas, como próteses, tem o papel de melhorar a qualidade de vida e a inclusão social do indivíduo através do incremento funcional. Entretanto, de acordo com Garcia (2009), apenas uma pequena parcela dos deficientes brasileiros tem acesso a próteses e reabilitação. O elevado custo das próteses, devido a necessidade de importação e personalização, afeta principalmente crianças, que necessitam trocar constantemente de prótese por estarem em fase de desenvolvimento. Dessa forma, neste trabalho foi proposto o desenvolvimento por completo de uma prótese para um dedo com custo acessível. Utilizou-se da primeira versão do Kinect como escâner 3D para se obter um modelo da mão amputada. Com o modelo da mão foi possível projetar uma prótese mecânica ativa para o dedo, valendo-se do movimento do pulso e do coto para gerar a flexão e extensão do dedo. A fabricação da prótese foi possível através do avanço das tecnologias de manufaturas aditivas. Com a impressão 3D pode-se produzir rapidamente com baixo custo peças customizadas para a prótese.

1.1 Objetivos

Este trabalho propõe o desenvolvimento de uma prótese funcional para dedos utilizando escaneamento 3D da mão com amputação ou espelhamento da mão oposta para posterior fabricação da prótese em uma impressora 3D. Busca-se uma prótese funcional com movimentação de uma ou mais articulações para que o usuário possa realizar tarefas diárias com maior naturalidade, levando em conta a precisão obtida no processo de escaneamento. Será realizada a análise econômica do projeto, levando todos os custos em consideração, de maneira a comprovar a sua acessibilidade.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para desenvolver uma prótese de um dedo é necessário primeiramente entender o que é uma prótese e o papel delas, anatomia da mão humana e funcionamento dos dispositivos utilizados para sua criação. Portanto, neste capítulo, será feita uma breve introdução à anatomia e biomecânica da mão humana e à próteses voltadas para membros superiores.

2.1 Anatomia da mão humana

Para Sánchez (2008), a mão humana pode ser considerada "A ferramenta das ferramentas", pois possui as seguintes características relacionadas a seguir:

- Prono e supinação: movimentos de rotação do antebraço em torno de uma linha central longitudinal e os movimentos de flexão ou extensão do cotovelo ou do pulso. Esse movimento permite que a mão se adapte em diversas circunstâncias.
- Oposição do polegar: situado na frente da palma e dos outros dedos, o polegar pode ser usado junto com os outros dedos como uma garra para manipular objetos.
- Flexão e fechamento dos dedos: é uma função muito importante da mão, sendo possível graças à superposição das três articulações de cada dedo e a existência dos músculos extrínsecos poli-articulares.

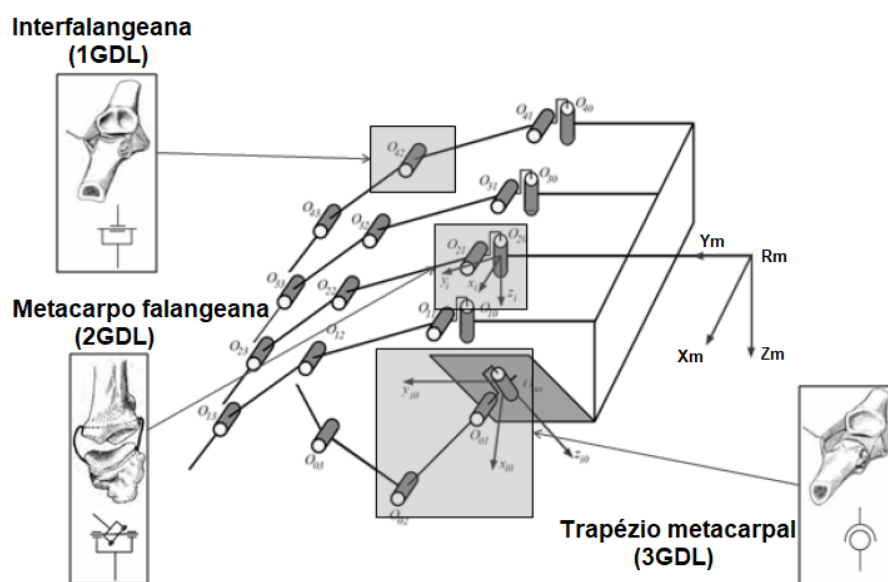
A mão humana é um dos mecanismos mais complexos do corpo humano. Ela é composta por vinte e sete ossos e mais de vinte articulações. Enquanto sua ação envolve o uso de trinta e três músculos diferentes, as partes esqueléticas da mão incluem os ossos do punho, da palma e dedos (SÁNCHEZ, 2008). Os ossos da mão formam três grupos:

- Ossos carpianos: são oito ossos de formato irregular dispostos na base da mão em duas fileiras com quatro ossos cada uma.
- Ossos metacarpianos: são cinco ossos a partir do polegar e compõem a palma da mão.
- Falanges: são quatorze ossos que compõem os dedos dispostos em três fileiras, iniciando pela falange proximal, localizada na base do dedo com cinco ossos, seguida pela falange medial, com quatro ossos (não está presente no polegar) e terminando com falange distal (pontas dos dedos), com cinco ossos.

As articulações da mão são formadas por interconexões recíprocas em cada um dos ossos. Devido a suas disposições, podendo flexionar ou estender, as articulações atuam

como pivôs, podendo ter 1, 2 ou 3 graus de liberdade (GDL). Os dedos da mão, excluindo o polegar, possuem dois tipos de articulações: interfalangeana e metacarpo falangeana. Nesses dedos há uma articulação interfalangeana distal, entre a falange distal e a medial, uma articulação interfalangeana proximal, entre a falange medial e a proximal, e uma articulação metacarpo falangeana, entre a falange proximal e o metacarpo. O polegar, diferente dos demais dedos da mão, possui três tipos de articulações: interfalangeana, metacarpo falangeana e trapézio metacarpal. As articulações interfalangeanas distal e proximal atuam como juntas de revolução (1 GDL), já as articulações metacarpo falangeanas possuem duas juntas de revolução independente que são mutuamente ortogonais (2 GDL) e trapézio como uma junta esférica (3 GDL). A estrutura biomecânica da mão humana, com a referência de cada GDL nas articulações, pode ser observada na Figura 1.

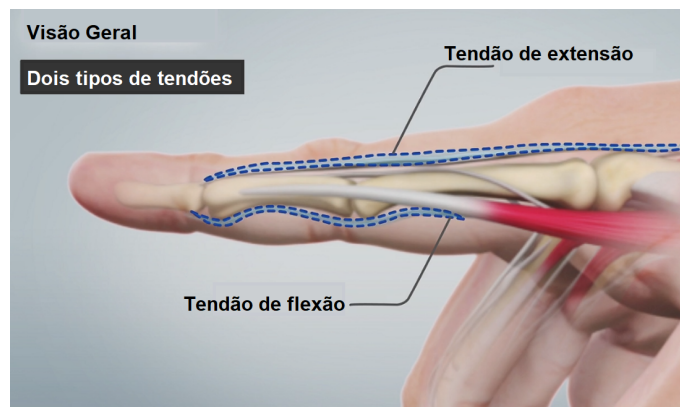
Figura 1: Estrutura biomecânica da mão humana.



Fonte: Imagem de (SÁNCHEZ, 2008) editada pelo autor

O movimento dos dedos se dá através dos tendões, que são tecidos conectivos fibrosos que juntam os músculos aos ossos. Os músculos que movimentam os dedos encontram-se no antebraço, e movem os ossos através dos tendões. Existe dois tipos de tendões, (Figura 2), os tendões de flexão e os tendões de extensão. O tendão de extensão encontra-se na parte superior do dedo e é responsável por estendê-lo, já o tendão de flexão encontra-se na parte inferior do dedo e tem função de flexionar o dedo (ONLINE, s.d.). Os ligamentos da mão são tecidos conectivos fibrosos que unem os ossos entre si e tem função estrutural de manter as partes unidas e restringir movimentos. Nos dedos existem os ligamentos colaterais, que limitam o deslocamento lateral nas articulações, e os ligamentos palmares, que limitam a extensão do dedo.

Conforme Sánchez (2008), baseado nos graus de liberdade que a mão humana possui pode-se realizar diversos movimentos, sendo a preensão um dos mais importantes. A preensão proporciona estabilidade e segurança ao se manipular um objeto com precisão e delicadeza devido à configuração da mão humana. Pode-se dividir a preensão em duas classes principais: preensão de precisão e preensão de força (potência). As preensões também são divididas, conforme a disposição da mão, em três grupos: as preensões que não necessitam da gravidade, preensões peso que utilizam da gravidade e as preensões-ações.

Figura 2: *Visão geral dos tendões do dedo.*

Fonte: Imagem de (ONLINE, s.d.) editada pelo autor

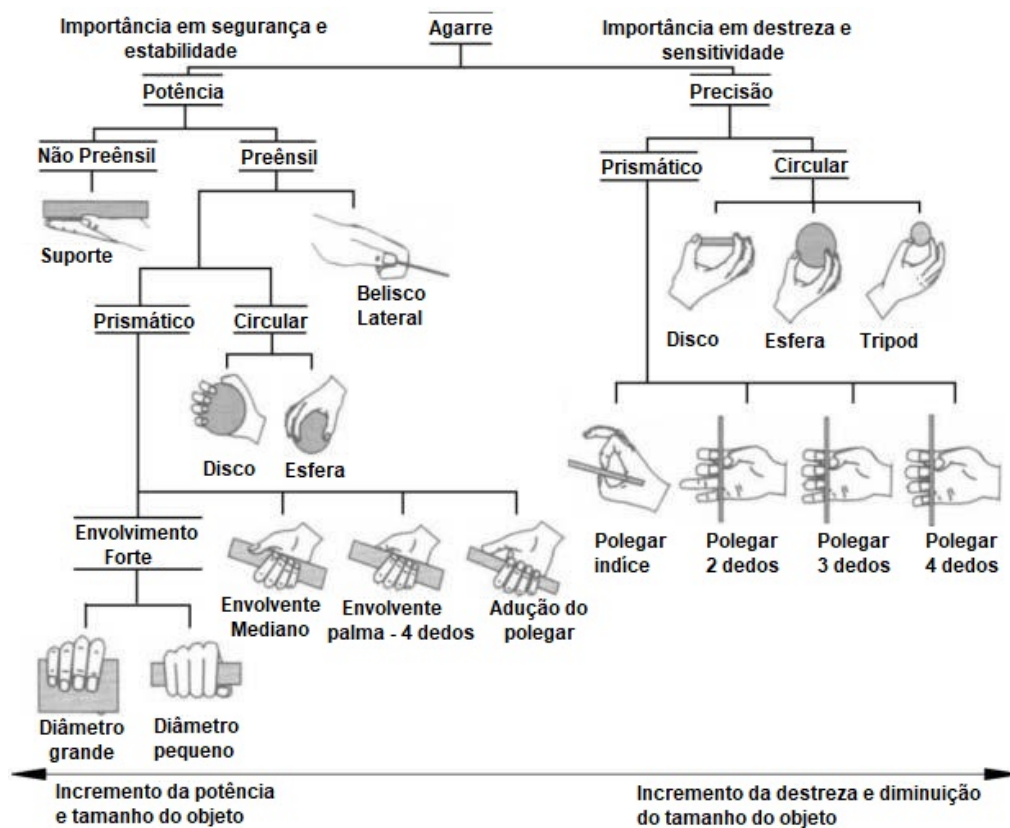
As pressões que não necessitam da gravidade englobam as preensões do tipo digitais, no qual utilizam apenas os dedos. Como exemplo, podem ser citados: configuração de pinça segurando uma agulha ou lápis, lateralmente segurando uma moeda, segurando cigarro entre os dedos. Também englobam as preensões palmares que utilizam da palma da mão, como segurar um copo, e preensões centradas, que fazem o prolongamento da mão com simetria em torno do eixo longitudinal, como segurar uma batuta de maestro. Nas preensões auxiliadas pela gravidade a mão serve de suporte, como quando ela sustenta uma bandeja ou como uma colher, quando ela contém grãos ou um líquido. Por último, as preensões-ações são compostas por uma preensão e mais uma ação, são exemplos como acender um isqueiro, usar uma tesoura ou segurar um violão e fazer um acorde nas cordas. As preensões podem ser resumidas como apresentado na Figura 3.

2.2 Próteses

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), mais de 1 bilhão de pessoas vivem com algum tipo de deficiência, representando 15% da população mundial (OLIVEIRA; DIAS; MAGALHÃES, 2019). No Brasil, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), no censo de 2010, 7% da população brasileira tem uma deficiência motora enquanto 1,3% possuem deficiência física. Além disso, o número de pessoas com deficiência no Brasil vem aumentando com os anos, de 7 milhões em 2000 para 12,7 milhões em 2010 (MAYOR, 2017). A deficiência física é causada por uma alteração completa ou parcial em um ou mais segmentos do corpo, resultando em limitações importantes para a realização de Atividades de Vida Diária (AVD) e comprometendo a independência e autonomia (OLIVEIRA; DIAS; MAGALHÃES, 2019).

O termo amputação refere-se à remoção ou ausência, total ou parcial, de uma parte do corpo humano ocasionado por problemas no processo de formação embrionário, tratamento de doenças e infecções ou acidentes (OLIVEIRA CHINI; BOEMER, 2007). As amputações de membros superiores podem ser classificadas por níveis. Para casos de acidentes, durante a cirurgia de amputação é muito importante preservar o maior comprimento possível do membro remanescente, pois a prótese utilizada é definida pelo nível de amputação. Quanto mais alto for o nível da amputação, mais difícil serão a produção e o acionamento da prótese. Dessa maneira pode-se dificultar a reabilitação, limitando a autonomia e independência do amputado (RADOMSKI; LATHAM, 2013).

Figura 3: Taxonomia parcial das formas de preensão de uma mão humana.



Fonte: Imagem de (CUTKOSKY, 1989) editada pelo autor

Segundo Norton (2007), próteses são usadas desde 1500 A.C., e desenvolvidas para retornar ao usuário a funcionalidade e presença de seu membro perdido. Apesar de ser uma área com séculos de idade, foi apenas nas últimas décadas, com a expansão de novas tecnologias, que a indústria de próteses evoluiu. O termo Tecnologia Assistiva (TA), conforme Bersch (2017), é definido como qualquer equipamento, software ou serviço, comprado, modificado ou feito sob medida, utilizado para aumentar, manter ou melhorar o desempenho funcional, qualidade de vida e inclusão social de um indivíduo. As próteses de membro superior possuem alto custo, além de normalmente serem acompanhadas de problemas na adaptação e reabilitação. São caracterizadas como de difícil acesso, o que restringe a protetização e melhoria da qualidade de vida dos amputados ou pessoas com deformação congênita (XAVIER, 2016). As próteses de membros superior podem ser classificadas considerando sua forma de acionamento, funcionalidade e controle. Para Flaubert, Spicer e Jette (2017) existem próteses passivas (estéticas) e três categorias de ativas: mecânica, mio-elétrica e híbrida.

No Brasil, o Sistema Único de Saúde (SUS) fornece sem custo próteses de membro superior e inferior para adultos, porém não fornece prótese de membro superior para crianças, principalmente pela falta de programas de reabilitação e pelo processo natural de crescimento das crianças (SANTOS BINA et al., 2020). Segundo Garcia (2009), apenas 5% dos deficientes brasileiros têm acesso aos serviços de reabilitação e menos de 3% tem acesso a próteses de alta tecnologia. O Brasil dispõe do que há de mais moderno na área de próteses, porém são poucos que conseguem adquirir próteses, que vão de 5 mil reais a mais de 300 mil reais.

Com o avanço das manufaturas aditivas tornou-se possível o desenvolvimento de próteses utilizando da tecnologia de impressão 3D. Diversos trabalhos foram realizados estudando o desenvolvimento de próteses em 3D, como de Neto (2017), que desenvolveu uma prótese mio-elétrica para mão. No Brasil há a organização e-NABLE, uma comunidade eletrônica global de voluntários dedicados a desenhar, imprimir, montar e doar próteses feitas em impressoras 3D. O trabalho Santos Bina et al. (2020), Figura 4, foi realizado utilizando das informações e modelo de prótese compartilhados pela e-NABLE. Pode-se encontrar diferentes tipos de acionamentos para próteses de dedos, o método mais utilizado é através de cabos em conjunto com o movimento do pulso, devido a sua simplicidade e acessibilidade. Neste trabalho optou-se por utilizar este método, projetando uma prótese utilizando dos projetos desenvolvidos por Zuniga (2018) e Brookins (2016) como referências.

Figura 4: *Prótese modelo Kwawu Arm v2.1 impressa em 3D.*



Fonte: (SANTOS BINA et al., 2020)

3 METODOLOGIA

Com a introdução do estado da arte das áreas de fisiologia da mão humana e próteses, pode-se dar início a etapa de desenvolvimento do trabalho. Neste capítulo será apresentada a metodologia utilizada neste projeto, conforme Figura 5. Iniciando-se pelo escaneamento 3D com Kinect, seguido da remoção de ruídos e imperfeições do modelo escaneado. Após desenvolvendo o projeto da prótese ativa mecânica de um dedo, fabricação utilizando impressão 3D e montagem da prótese. Por fim, realização de testes e da análise econômica.

Para o desenvolvimento da prótese usando escaneamento 3D, existem duas abordagens possíveis. A primeira abordagem é escanear a mão que possui a amputação e desenvolver a prótese, sem um dedo de referência. A segunda abordagem é escanear as duas mãos, quando possível, para extrair os dados de referência do dedo perdido através da mão oposta. Devido a limitações, o projeto foi desenvolvido sem a presença de uma pessoa com amputação. Portanto, a abordagem utilizada foi similar a segunda alternativa, onde se escaneou uma mão com todos os dedos, porém sem ter a mão com dedo amputado, foi simulando uma amputação no dedo para então projetar a prótese.

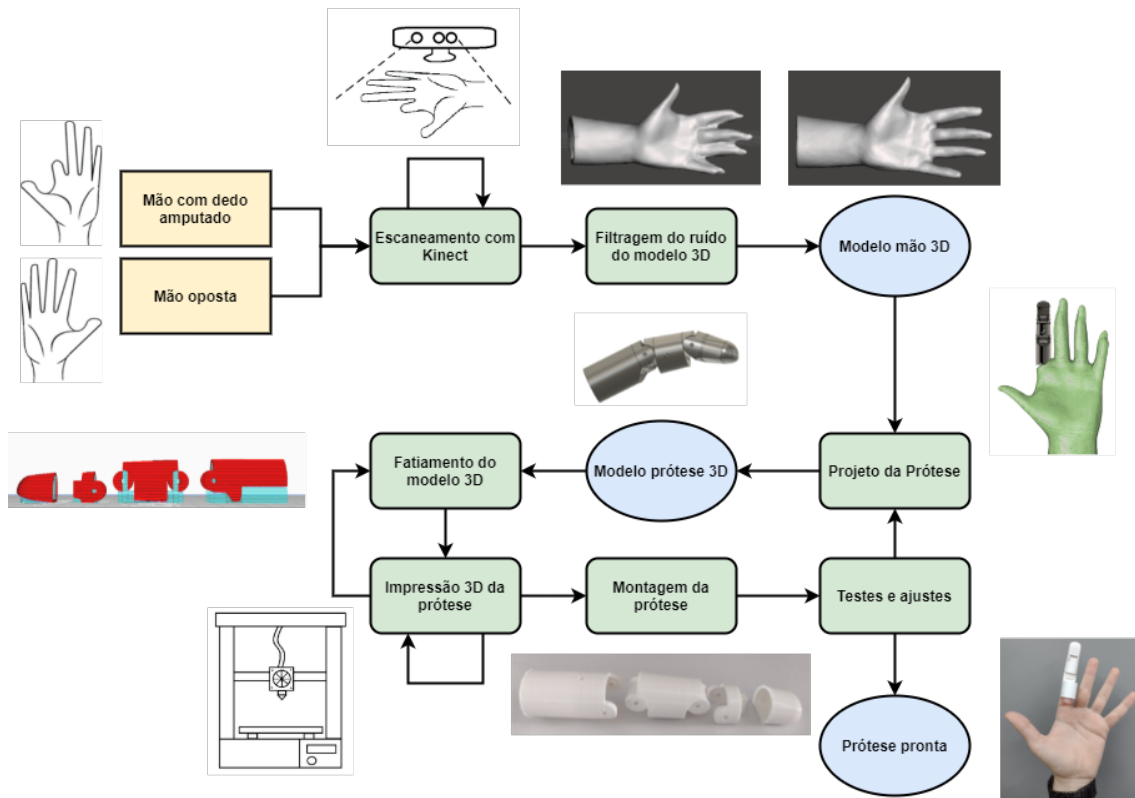
Segundo Murray, Carman e MacKenzie (1977), o dedo indicador é o mais importante da mão e sua perda leva a uma perda na média de 20% da força da mão e diminuição de quase 50% da estabilidade para segurar objetos. Devido a esses fatores junto com o custo elevado das próteses no Brasil, optou-se por desenvolver neste projeto uma prótese para dedo indicador.

3.1 Escaneamento com Kinect

A primeira etapa do projeto foi a aquisição de dados, na qual deseja-se obter um modelo 3D do local da amputação, neste caso da mão, com exatidão para o desenvolvimento de uma prótese personalizada. Para se obter o modelo 3D da mão, optou-se por utilizar o Kinect (Anexo A). Um dos motivos para esta escolha foi seu baixo custo, alta acessibilidade e características semelhantes a outros sensores. Existem duas versões de Kinect, segundo uma comparação aprofundada entre a primeira e a segunda versão (WASENMÜLLER; STRICKER, 2016), a primeira versão apresenta melhor precisão para superfícies planas e descontinuidades, além de não estar sujeita ao efeito de *multipath interference* de superfícies côncavas. Devido a esses fatores e que o programa para capturar o modelo 3D é compatível apenas com a primeira versão do Kinect, foi escolhida para o projeto a primeira versão do Kinect. É importante mencionar que a manufatura do Kinect em ambas versões foi descontinuada em 2017, o que contribuiu para a redução no seu preço de aquisição.

Para geração do modelo 3D da mão foi utilizado a versão grátis do programa *Skaneect*. De início, foi conectado o Kinect no computador e na rede elétrica, através de um adaptador. O programa *Skaneect* utiliza uma nuvem de pontos gerada pelo Kinect e realiza a construção

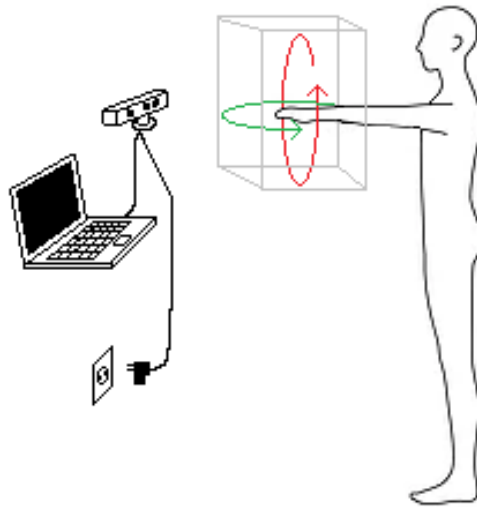
Figura 5: Metodologia utilizada para desenvolvimento do projeto.



Fonte: Autoria própria

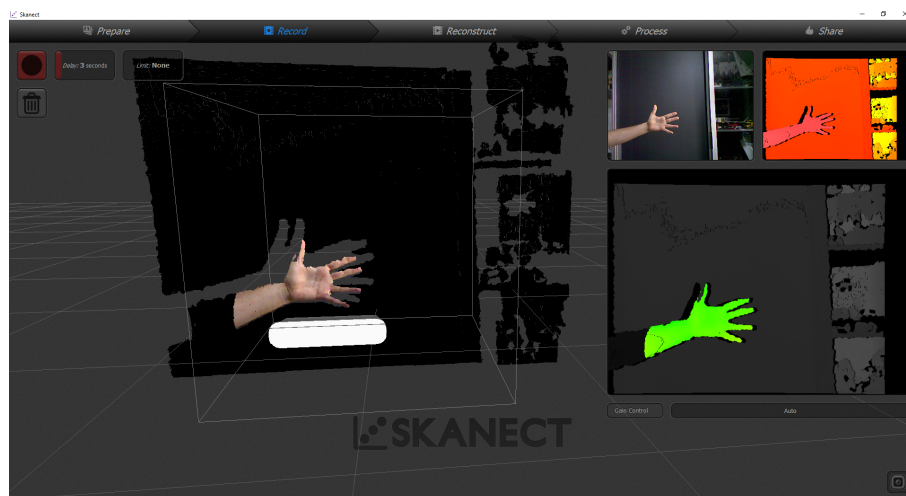
do modelo 3D. As configurações utilizadas no *Skaneect* encontram-se no Apêndice A. O escaneamento foi realizado em volume de 0,6 m³ com ambiente bem iluminado, porém sem iluminação direta do sol, pois raios infravermelhos do sol interferem com o Kinect. A Figura 6 mostra o deslocamento realizado ao redor da mão durante o escaneamento. Devido a sensibilidade do sistema é preciso deslocar o Kinect entorno da mão lentamente para que o programa não perca a referência. Quando a referência é perdida, o escaneamento deve ser refeito por completo, pois perde-se o alinhamento com a última posição válida. Durante o escaneamento, o *Skaneect* possibilita a visualização do objeto escaneado, conforme Figura 7. É importante manter uma distância mínima de aproximadamente 70 cm entre o Kinect e a mão durante o escaneamento, sendo possível visualizar se o processo está ocorrendo corretamente através das cores no programa, onde verde simboliza que objeto está em foco e sua informação está sendo coletada.

Figura 6: Método utilizado para realizar escaneamento com Kinect da mão.



Fonte: Autoria própria

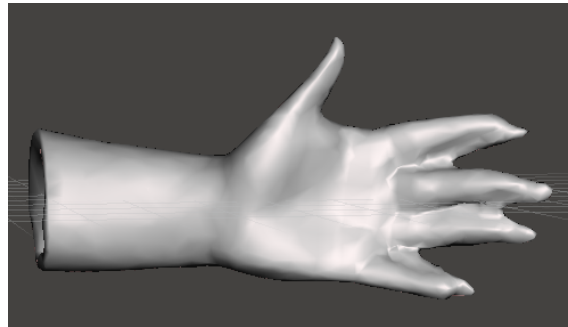
Figura 7: Tela do programa Skanect durante o escaneamento da mão.



Fonte: Autoria própria

Após escaneamento, é realizada a reconstrução do modelo, onde é possível escolher o nível de fidelidade que se deseja. Para este projeto, como se deseja desenvolver uma prótese que se adapte a cada usuário, foi escolhido o maior nível de detalhamento possível. Com processo de reconstrução finalizado, é possível observar na Figura 8, que o modelo resultante possui imperfeições devido a oscilações da mão e regiões não detectadas. Ainda no programa *Skanect*, é possível editar o modelo 3D final, porém suas ferramentas são básicas. Por esse motivo exportou-se o modelo 3D da mão, em arquivo tipo *.stl*, e utilizou-se do software livre *Meshmixer* para editar o modelo 3D, removendo e corrigindo as imperfeições. É importante destacar que a versão grátis do programa *Skanect* limita a exportação do modelo final em 5 mil polígonos, no caso do modelo da mão, não nota-se perda na qualidade do modelo, porém para casos onde deseja-se escanear objetos maiores ou mais detalhados, haverá depreciação da qualidade final.

Figura 8: Resultado da mão escaneada com Kinect.

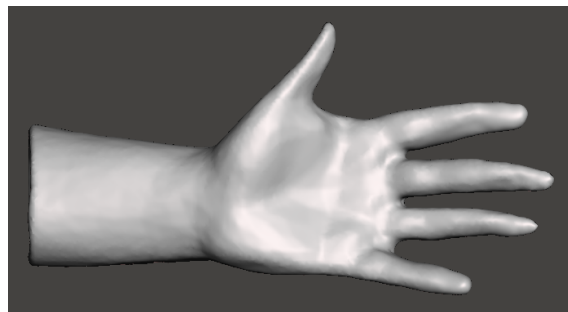


Fonte: Autoria própria

3.2 Filtragem do modelo 3D

É possível observar na Figura 8, que as principais imperfeições são caracterizadas pelas pontas dos dedos e espaços entre eles. Focando nestes dois pontos, utilizou-se das ferramentas de escultura do programa *Meshmixer*, foi possível reduzir essas imperfeições. O resultado final do modelo 3D da mão após as correções, pode ser observado na Figura 9, onde os dedos encontram-se propriamente separados e com a região das pontas bem definidas.

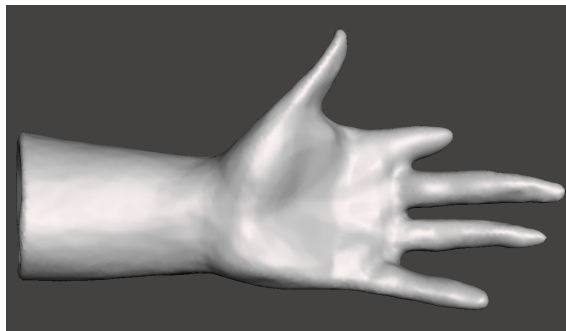
Figura 9: Modelo da mão escaneada após remoção das imperfeições.



Fonte: Autoria própria

Com o modelo 3D da mão propriamente filtrado, pode-se então criar um modelo com a amputação simulada. Ainda utilizando do programa *Meshmixer*, alterou-se o dedo indicador simulando a amputação, removendo completamente as falanges distal e medial e parcialmente a falange proximal, restando apenas um coto, conforme na Figura 10.

Figura 10: Remoção de parte do indicador para simulação da amputação.

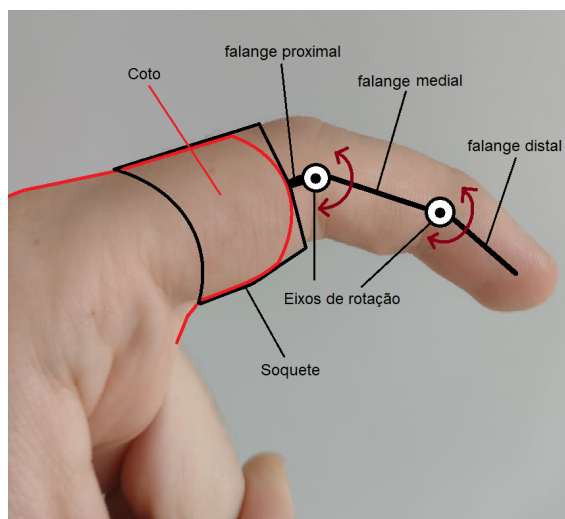


Fonte: Autoria própria

3.3 Projeto da prótese

Finalizados os modelos das mãos 3D, foi dado início ao projeto da prótese. Para o desenvolvimento da prótese, partiu-se do princípio que ela deveria ser simples e ativa, dessa maneira escolheu-se a prótese do tipo mecânica. Um esboço inicial da composição da prótese foi feito conforme a Figura 11. Como há amputação completa das falanges distal e medial, as duas articulações interfalangeanas foram perdidas e desta forma para retornar os 2 GDL perdidos foram empregados dois eixos rotacionais. Para encaixe e suporte da prótese é necessário um soquete no coto restante da falange proximal.

Figura 11: Esboço inicial para prótese do dedo.



Fonte: Autoria própria

Dispondo do esboço da prótese, foi necessário desenvolver um mecanismo para torná-la ativa, de forma a fazer o dedo se movimentar, flexionando e estendendo. Focou-se nas articulações separadamente, ou seja, na relação entre a falange proximal e medial (interligadas por uma articulação interfalangeana), e separada da relação entre a falange medial e distal (interligadas também por uma articulação interfalangeana). Tendo o conhecimento que a posição de repouso dos dedos é estendida, foi proposto para cada eixo rotacional um fio elástico tensionado, para manter a prótese regularmente nesta posição,

realizando a função do tendão de extensão. Para limitar o movimento e reproduzir a funcionalidade dos ligamentos, foi desenvolvida uma estrutura para prótese para apenas flexionar e estender, sem sobre-extensão. Para realizar a função dos tendões de flexão, foi utilizado um fio de *nylon*, que conecta a ponta do dedo ao pulso do usuário. Portanto, no desenvolvimento da prótese tem a seguinte analogia entre o sistema biológico e seu equivalente mecânico na Tabela 1.

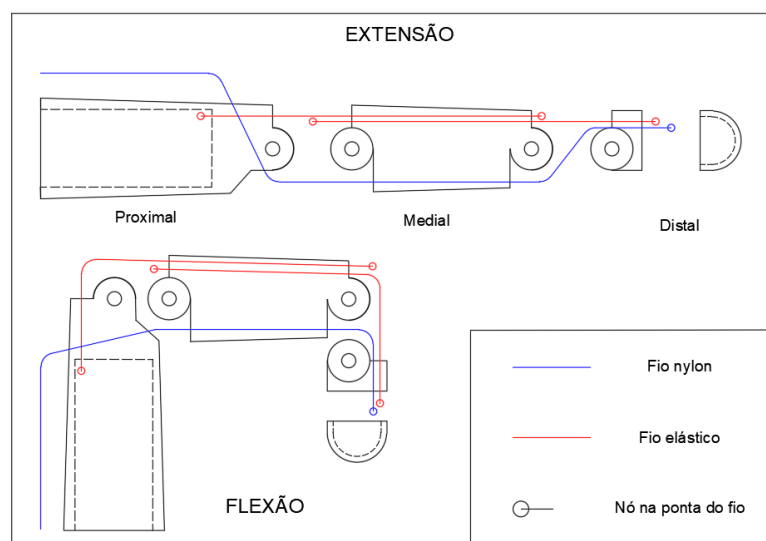
Tabela 1: Analogia Biológica-Mecânica.

Sistema Biológico	Prótese mecânica
Ossos	Estrutura em plástico
Articulações	Eixos rotacionais
Tendões	Fios elásticos e de <i>nylon</i>
Ligamentos	Estrutura em plástico
Músculos	Pulso do usuário

Fonte: Autoria própria

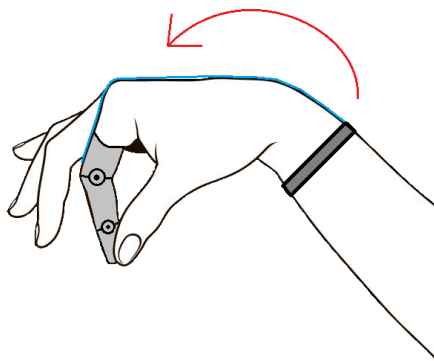
O mecanismo desenvolvido para flexão e extensão do dedo utiliza do princípio passivo de fios elásticos tensionados e ativo do pulso e coto do usuário. A prótese foi dividida em 3 partes, uma para cada falange, sendo a última parte da falange distal composta por duas peças, como pode ser observado na Figura 12. Os fios elásticos tensionados atuam mantendo a prótese estendida e quando há flexão, eles aplicam força para retornar a prótese para posição de extensão. De forma oposta, o fio de *nylon* é fixado na ponta do dedo e no pulso do usuário e tem a função de realizar a flexão do dedo. Quando o pulso ou coto é flexionado, a distância entre a ponta do dedo e o pulso aumenta, porém o fio de *nylon*, que não é elástico, irá manter seu comprimento constante e exercerá uma força sobre a prótese que irá flexioná-la proporcionalmente, conforme Figura 13.

Figura 12: Projeto da prótese.



Fonte: Autoria própria

Figura 13: Mecanismo de para flexionar o dedo.

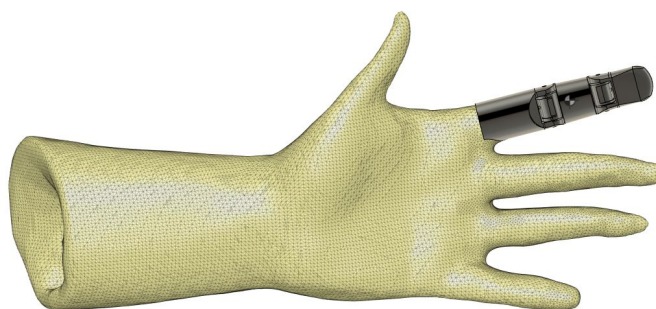


Fonte: Autoria própria

Estabelecido o conceito da prótese e seu mecanismo de funcionamento, foi possível iniciar a elaboração da prótese em 3D. Desta forma, foi escolhido o programa *Fusion 360* para projetos CAD 3D, o qual disponibiliza versão estudantil gratuita. Dentro do *Fusion 360*, foi importado o modelo corrigido da mão 3D e começou-se o desenvolvimento da prótese seguindo as definições estabelecidas.

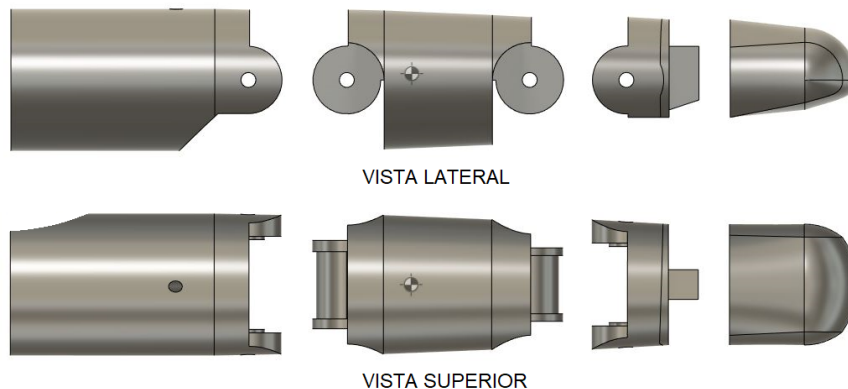
O início da construção da prótese no software foi lento, devido a curva de aprendizagem, mas conforme o projeto foi sendo desenvolvido e experiência foi sendo adquirida, mais rápida se tornou o processo. O primeiro passo para o desenvolvimento foi a criação de um polígono sólido, seguindo o perfil do dedo da mão oposta escaneada. Definido esse polígono, separou-se em 4 peças conforme na Figura 12. Com as peças definidas, foi desenvolvida as conexões entre cada peça, sendo as falanges proximal e medial concêntricas com um eixo rotacional e as falanges medial e distal com outro eixo. A última peça, ponta do dedo, foi projetada como uma tampa para encobrir os nós do encaminhamento de fios. Desta forma, não há conexão móvel entre essas peças. Com o desenvolvimento das conexões entre as peças, foram então estabelecidos os furos para a encaminhamento dos fios. Após, realizou-se testes de flexão e extensão, dentro *Fusion 360*, para averiguar o correto funcionamento. Com a primeira versão do projeto da prótese 3D finalizada, cada peça foi exportada separadamente para obter-se liberdade no posicionamentos individual delas durante o processo de fatiamento.

Figura 14: Prótese projetada sobre o modelo da mão escaneada com amputação simulada.



Fonte: Autoria própria

Figura 15: Partes que compõe a prótese modelada no Fusion 360.

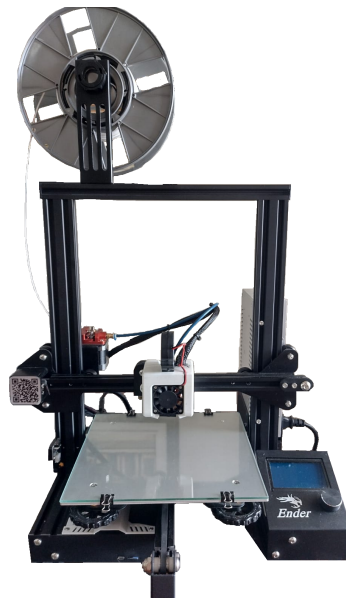


Fonte: Autoria própria

3.4 Impressão da prótese

Com os modelos exportados, pode-se dar início ao processo de impressão 3D (Anexo B). É preciso utilizar um programa de fatiamento que transcreva o modelo 3D para linguagem da impressora, o programa escolhido foi o *Cura*, que possui código aberto e é ideal para impressão 3D. O primeiro passo no programa é configurá-lo para o modelo de impressora utilizado, no caso deste projeto utilizou-se de uma Ender 3 modificada conforme a Figura 16, que possui as características conforme no Apêndice B.

Figura 16: Impressora Ender 3 modificada utilizada.

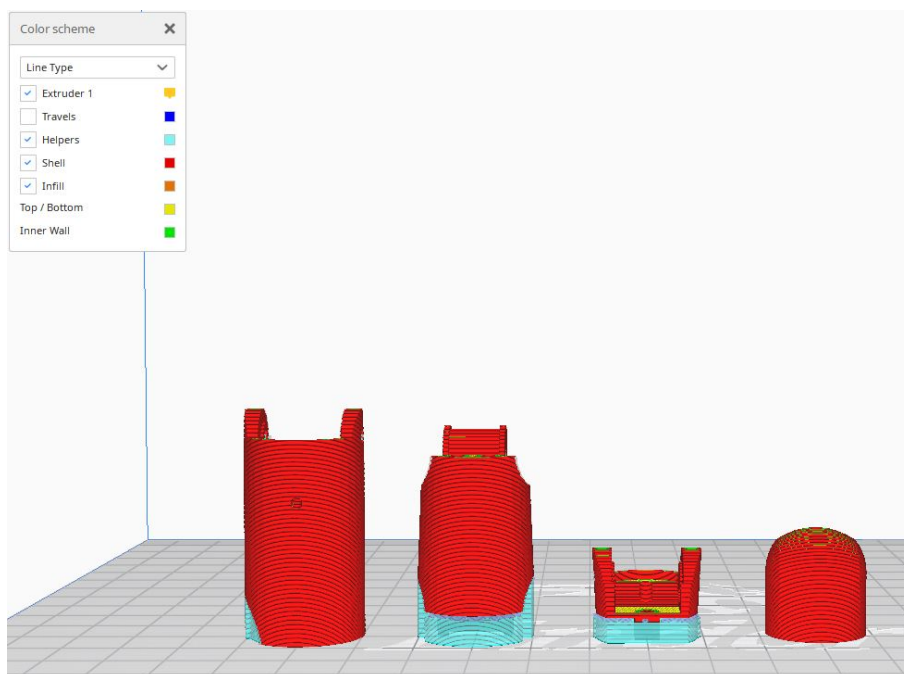


Fonte: Autoria própria

Definida a impressora, têm-se então um passo muito importante para impressão 3D, que é posicionamento e orientação da peças. Importadas todas peças para o *Cura*, foi possível posicioná-las uma por uma. O primeiro passo na orientação é verificar e ajustar as coordenadas x, y e z da peça na mesa de impressão simulada no *Cura*, de maneira a

garantir que a peça não esteja fora do volume de impressão. O segundo passo é orientar a peça de maneira a se buscar o melhor resultado no quesito qualidade superficial da peça e também reduzindo o tempo e consumo de material de impressão. Tendo em vista esses fatores e possuindo o conhecimento que as camadas de impressão são apenas visíveis no eixo z, portanto não é possível criar uma curva ou diagonal perfeita neste eixo, é preferível orientar as peças de forma as curvas fiquem alinhadas nos eixos x e y. A prótese do dedo pode ser simplificada para análise de orientação a um cilindro, desta maneira a orientação mais adequada para obter melhor qualidade superficial é vertical. Outro fator que justifique a orientação vertical é o sentido dos furos para passagem dos fios na prótese, na orientação vertical os furos ficam alinhado com eixo z e garante-se que não haverá necessidade de suportes, que podem bloqueá-los, durante a sua impressão. A disposição e fatiamento das peças da prótese podem ser observadas na Figura 17.

Figura 17: *Fatiamento e orientação das peças no Cura.*



Fonte: Autoria própria

Determinada a orientação das peças, é preciso então definir os parâmetros de impressão. O primeiro dos principais parâmetros definidos é correspondente a qualidade, ele define a altura das camadas. Quanto menor for a altura da camada, mais camadas serão necessárias para construir a peça, levando mais tempo de impressão, porém a peça possuirá mais detalhes e qualidade superficial. Devido ao motor de passos do eixo z possuir um passo de 0,04 mm, recomenda-se usar passos inteiros do motor, ou seja, múltiplos de 0,04. A *Creativity*, fabricante da impressora 3D Ender 3, recomenda que com a utilização do bico de extrusão original de 0,4 mm, pode-se utilizar como menor camada 0,12 mm e define como camada padrão 0,2 mm. Levando em consideração que a prótese possui geometria simples o bastante para não necessitar da mais alta qualidade, foi escolhido a altura de camada padrão de 0,2 mm.

O segundo parâmetro a ser definido é chamado de casca e atribui valores para as camadas externas das peças. O item mais importante deste parâmetro é a definição da quantidade de paredes que a peça terá. Fica evidente pela espessura das camadas que

apenas uma parede tornaria a peça muito frágil. Então, através do conhecimento prévio de impressão 3D foi definido 3 paredes, em razão desta fragilidade.

O terceiro parâmetro a ser definido é o preenchimento, o item mais importante dentro deste é a densidade do preenchimento. Ela estabelece relação direta com a resistência da peça à deformação, com o peso da peça e com o tempo de produção. É comum em impressões 3D utilizar valores de preenchimentos entre 10-50%, que provém boa resistência mecânica e um tempo de produção e peso moderado. Na primeira versão da prótese, foi utilizado um preenchimento de 50%.

O quarto parâmetro é o material utilizado, que irá ditar as condições de impressão e as temperaturas da mesa e do *hotend*. Os dois materiais mais conhecidos e utilizados para impressão 3D são o poliláctico (PLA) e o ABS. O PLA e ABS possuem diferentes características e propriedades, uma delas é a temperatura de deflexão térmica, na qual o PLA deforma a partir de 55 °C e o ABS a partir de 80 °C. Esse fator não irá afetar o usuário devido a pele humana começar a queimar a partir de 49 °C, dessa maneira tanto o usuário quanto a prótese não serão normalmente expostos a objetos aquecidos acima da temperatura de deflexão térmica. Uma característica única do ABS é ser solúvel em cetonas, característica muitas vezes útil na impressão 3D, utilizando pequenas quantidades de acetona para se derreter as camadas externas da impressão e tornar a superfície lisa. Entretanto no âmbito de próteses não deseja-se que haja uma substância acessível que possa deformar a prótese. Outra característica não ideal para o ABS é ser inflamável em altas temperaturas. Devido a origem orgânica do PLA, considerado uma material biodegradável, sua vida útil é menor que do ABS .

Segundo estudo realizado por Cabibihan et al. (2021) em uma prótese de dedo fabricada com PLA e ABS, a prótese feita em PLA suporta mais carga e estimando um ciclo de 50 movimentos por dia com uma carga de 10 N a prótese suportaria 3×10^5 ciclos, 16 anos, antes de falhar. Para a escolha do material, além das características apresentadas, foi levado em conta o seu processo de impressão. De forma oposta ao PLA, que é de fácil impressão, o ABS se torna mais complicado de se imprimir devido a seu estado sólido se manter até 100 °C. Desta forma, o ABS solidifica muito rápido, causando forças de contração que deformam as peças. Para se poder imprimir ABS é recomendado fechar a impressora de forma a se estabilizar a temperatura interna. Devido as características expostas e ao fato da impressora utilizada ser aberta, optou-se por realizar o projeto da prótese com PLA. A ficha técnica do PLA utilizado pode ser observada no Anexo C.

O último parâmetro necessário é a utilização de suportes. Fica evidente pela orientação da peça na Figura 17 que é necessário utilizar suportes para que as peças sejam impressas corretamente conforme planejado. Os suportes são criados automaticamente pelo programa, seguindo delimitações definidas. Todos os parâmetros e definições utilizados no *Cura* para impressão podem ser observados no Apêndice C.

Com as peças orientadas e todos parâmetros definidos, realizou-se o fatiamento da peça. O resultado deste no programa está na Figura 17. Para este projeto de prótese com quatro peças foi estimado 2 horas e 39 minutos de impressão e um consumo de 15 g ou 5,06 m de filamento PLA. Com o fatiamento, o *Cura* irá gerar um arquivo em código G, que é a linguagem de comandos para movimentar a impressora 3D. O código G é composto por um comando por linha, representado por uma letra e números seguido dos seus parâmetros. Uma parte do código G, de 202.981 linhas, gerado para impressão da prótese pode ser observado na Figura 18. No código G é possível observar os comandos G1 e G0, onde ambos definem movimentos lineares com parâmetros de coordenadas X e Y em milímetros, porém G1 é utilizado para movimentos com extrusão, parâmetro E, e G0

para movimentos sem extrusão. Também é possível observar o parâmetro F, que define a velocidade em mm/minuto. O arquivo contendo o código G é salvo em um cartão de memória que é introduzido na impressora 3D. Após, basta ligar a impressora 3D com o filamento de PLA já disposto, selecionar o arquivo de código G da prótese e a impressora irá começar a fabricá-lo.

Figura 18: Parte do código G gerado para impressão da prótese.

```

39 G1 F1200 X85.715 Y111.278 E0.01708
40 G1 X86.894 Y111.061 E0.05695
41 G1 X88.078 Y111.06 E0.09633
42 G1 X89.294 Y111.284 E0.13746
43 G1 X89.904 Y111.518 E0.15919
44 G1 X89.813 Y111.592 E0.16309
45 G1 X89.607 Y111.798 E0.17278
46 G1 X85.59 Y111.797 E0.30638
47 G1 X85.385 Y111.592 E0.31603
48 G1 X85.236 Y111.463 E0.32258
49 G0 F6000 X85.102 Y111.875
50 G1 F1200 X84.706 Y111.536 E0.33992
51 G1 X84.417 Y111.356 E0.35124

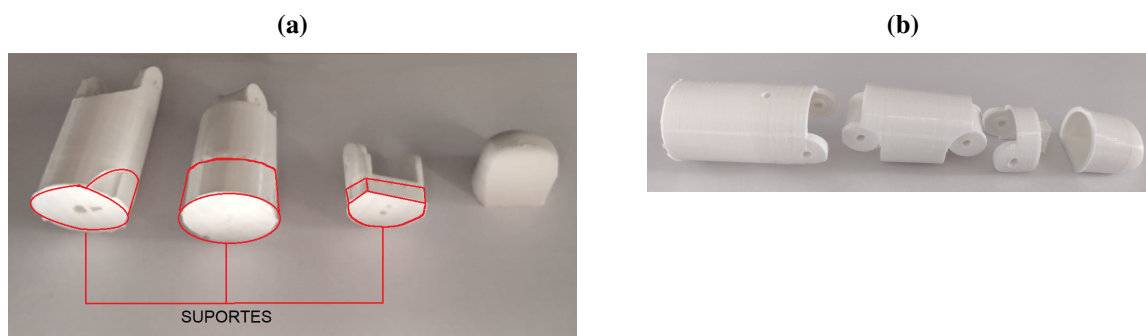
```

Fonte: Autoria própria

3.5 Montagem

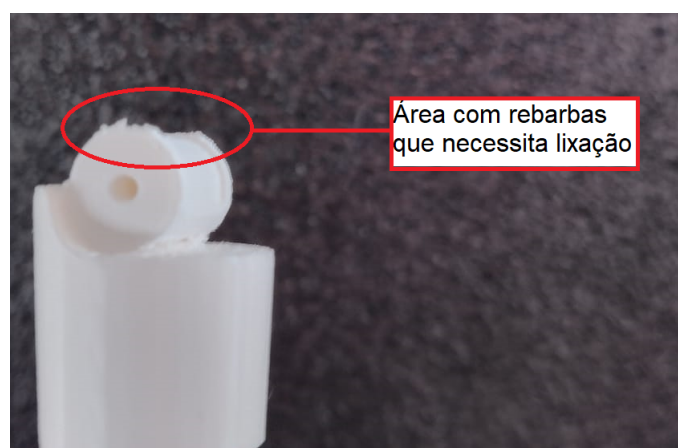
Com o término da impressão 3D, pode-se iniciar a montagem da prótese. O primeiro passo para montagem foi retirar as peças impressas da impressora 3D. As peças recém produzidas estão com os suportes criados conforme na Figura 19, dessa maneira se faz necessário a remoção deles. Os suportes são removidos com o auxílio de um alicate bico meia cana de 6". É preciso lixar as áreas onde havia suportes e também as regiões de contato, como na Figura 20. Iniciou-se então o processo de lixação para melhorar o acabamento superficial e remover as rebarbas existentes. Inicialmente foi utilizado uma lixa d'água com granulação de 120 para uma remoção mais agressiva. Em seguida, trocou-se para uma lixa d'água com granulação de 220 para um acabamento mais delicado da superfície. Após atingir resultados satisfatórios com lixação, junta-se as peças colocando os rebites de dimensão 2,4x10 mm nos eixos rotacionais. Durante esse processo de montagem, testes foram sendo realizados entre as peças para observar se o movimento entre elas ocorria com fluidez e leveza, sem travamentos.

Figura 19: Peças impressas antes (a) e depois (b) da remoção dos suportes.



Fonte: Autoria própria

Figura 20: Parte da prótese impressão com rebarba.



Fonte: Autoria própria

Seguindo a montagem, o próximo passo foi a passagem dos fios, começando pelo fio elástico entre a falange distal e medial. O fio elástico utilizado tem diâmetro de 1 mm e composição de 59% Poliéster e 41% Elastodieno. O fio elástico foi encaminhado pelo furo entre as peças da falange medial e distal, dando-se um nó na ponta distal e tensionando o elástico para dar o segundo nó na ponta da falange medial. Após corta-se o restante do fio elástico conforme na Figura 21. Para realizar este passo com maior facilidade pode-se remover o rebite entre falange proximal e medial para então remover a peça proximal e recolocar após. Realizado essa conexão, recomenda-se testar se o mecanismo está funcionando como desejado, flexionando uma das falanges, com a força do elástica essa falange deve retornar para posição estendida. Com a primeira articulação funcionando corretamente, se repete o processo para o furo entre falange medial e proximal, fazendo um nó na ponta da falange proximal para depois tensionar e dar o nó no fio elástico na ponta da falange medial, cortando o restante.

O próximo passo é encaminhar o fio de *nylon*, diâmetro 0,8 mm, conforme definido na Figura 12, entrando pela parte superior da peça da falange proximal, descendo e passando pelo furo inferior na falange medial e entrando no furo inferior da peça da falange distal. Na ponta da falange distal é dado um nó no fio de *nylon* e cortado o restante, na outra ponta o fio de *nylon* deve ser cortado a uma distância de aproximadamente 25 cm. Com o encaminhamentos de todos os fio realizados, remove-se os rebites cuidadosamente e

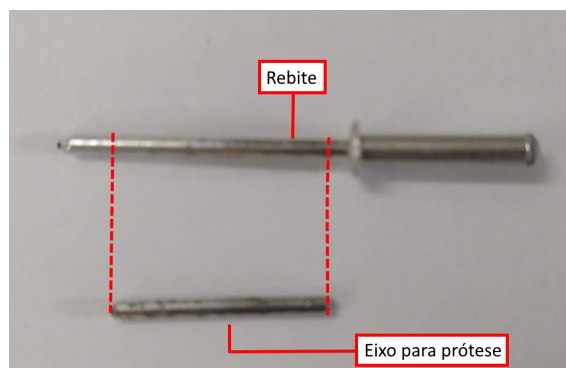
Figura 21: Montagem da prótese entre falange medial e distal.



Fonte: Autoria própria

corta-se eles com o alicate, de maneira a utilizar apenas a parte do mandril como eixo rotacional, conforme na Figura 22. Após cortados, é essencial lixar as pontas dos pedaços de mandril, que servirão de eixos, para remoção de pontas cortantes antes de colocá-los na prótese.

Figura 22: Corte do rebite para criação do eixo.



Fonte: Autoria própria

Com todas as partes móveis em posição, é realizado a fixação da peça correspondente a ponta do dedo utilizando cola universal. Também foi depositado cola nas pontas dos eixos para fixá-los na estrutura da prótese. Realizado esse processo, a prótese está pronta para ser utilizada e testada.

3.6 Testes

Durante e após o processo de montagem da prótese foram realizados testes para averiguar o correto funcionamento da prótese. Notou-se defeitos no modelo e melhorias necessárias de serem aprimoradas.

Desta maneira, o projeto da prótese no *Fusion 360* foi refeito, corrigindo os erros, sendo reimpressa e montada novamente. Esse processo de projeto, impressão e montagem ocorreu repetidamente, conforme na Tabela 2, até chegar na quarta versão como definitiva. Na primeira versão da prótese os furos projetados para os fios elásticos (1 mm de diâmetro) possuíam 1,5 mm de diâmetro, porém os fios não passaram e foi necessário ampliar o diâmetro para 2 mm. Também observou-se que nas juntas entre as peças, onde os fio elásticos iriam passar, que não havia espaço suficiente para eles, ficando esmagados e

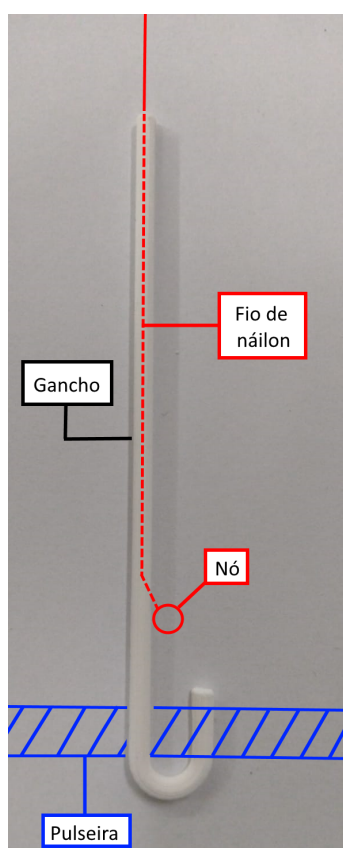
travando o movimento da prótese. Outra melhoria necessária no primeiro modelo foi a necessidade de projetar uma espécie de gancho no final do fio de *nylon*, conforme na Figura 23, para prender ao pulso e poder ser facilmente removível. O gancho é alongado para evitar contato do fio de *nylon* com a pele, pois percebeu-se a força e o contato aplicado na pele pelo fio de *nylon* para mover a prótese causava desconforto no dorso da mão. A confecção do gancho levou 14 minutos e consumiu 1 g de PLA. Para corrigir essas imperfeições foi necessário uma segunda versão da prótese.

Tabela 2: Versões criadas da prótese.

Versão	Melhoria necessária
1º	Aumentar furo para fio elástico, espaço nas dobradiças e adicionar gancho para o pulso.
2º	Reduzir preenchimento, diminuir área de contato e criar espaço para os nós.
3º	Retirar quina existente e diminuir furo para os eixos.

Fonte: Autoria própria

Figura 23: Gancho para prender no pulso.



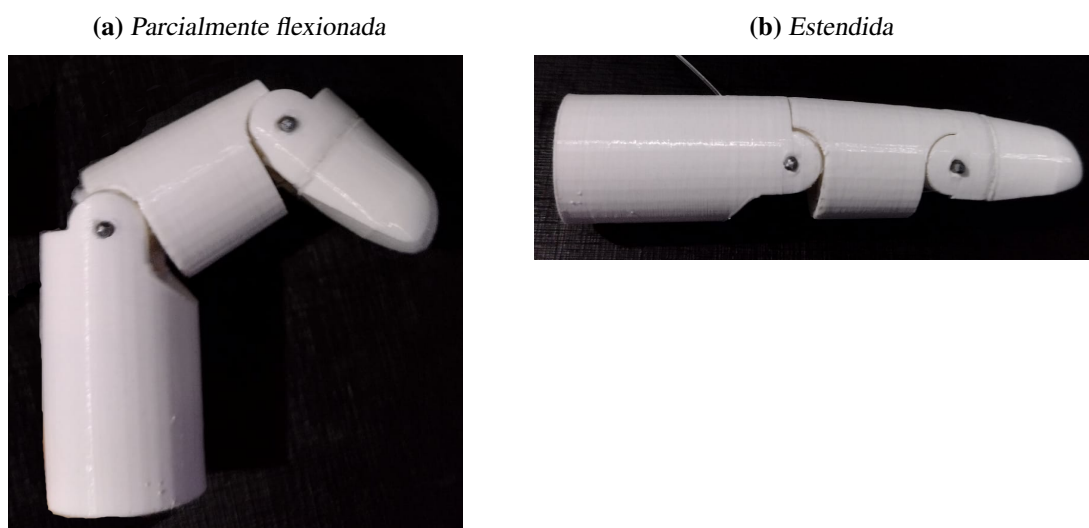
Fonte: Autoria própria

Na segunda versão, percebeu-se que o preenchimento da prótese estava exagerado, tornando a pesada, com isso foi necessário diminuir o preenchimento de 50% para 20%. Outro fator observado na segunda versão, foi que a superfície de contato entre duas peças das falanges, em torno dos eixos, possuíam grande superfície de contato causando um atrito elevado. Logo, foi necessário reduzir essa superfície de contato e pode-se perceber

na versão seguinte uma melhora na facilidade de movimentação da prótese, devido a redução do atrito. Por último, percebeu-se que as juntas da prótese não conseguiam fechar completamente, pois os nós dos fios elásticos ocupavam mais espaço, o que não havia sido levado em consideração. Desta forma, fez-se fundamental a inclusão de espaços para comportar os nós dentro da prótese. Essas correções e melhorias foram atendidas com desenvolvimento de uma terceira versão.

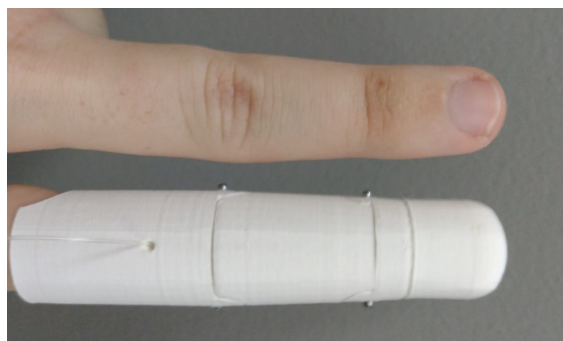
Na terceira versão observou-se que havia uma quina, onde repetidamente a prótese trancava durante a movimentação. Consequentemente o modelo teve de ser refeito, removendo essa quina. Nesta mesma versão foi reduzido o diâmetro dos furos para os eixos, feitos com os rebites, de forma a ficarem mais justos e não deslocarem. Após essas correções, chegou-se no quarto e último modelo conforme pode-se observar na Figura 24, sendo usado como definitivo. É possível observar na Figura 25 a comparação entre o dedo escaneado e a versão final da prótese.

Figura 24: *Versão final da prótese.*



Fonte: Autoria própria

Figura 25: *Comparação entre o dedo e a prótese criada.*

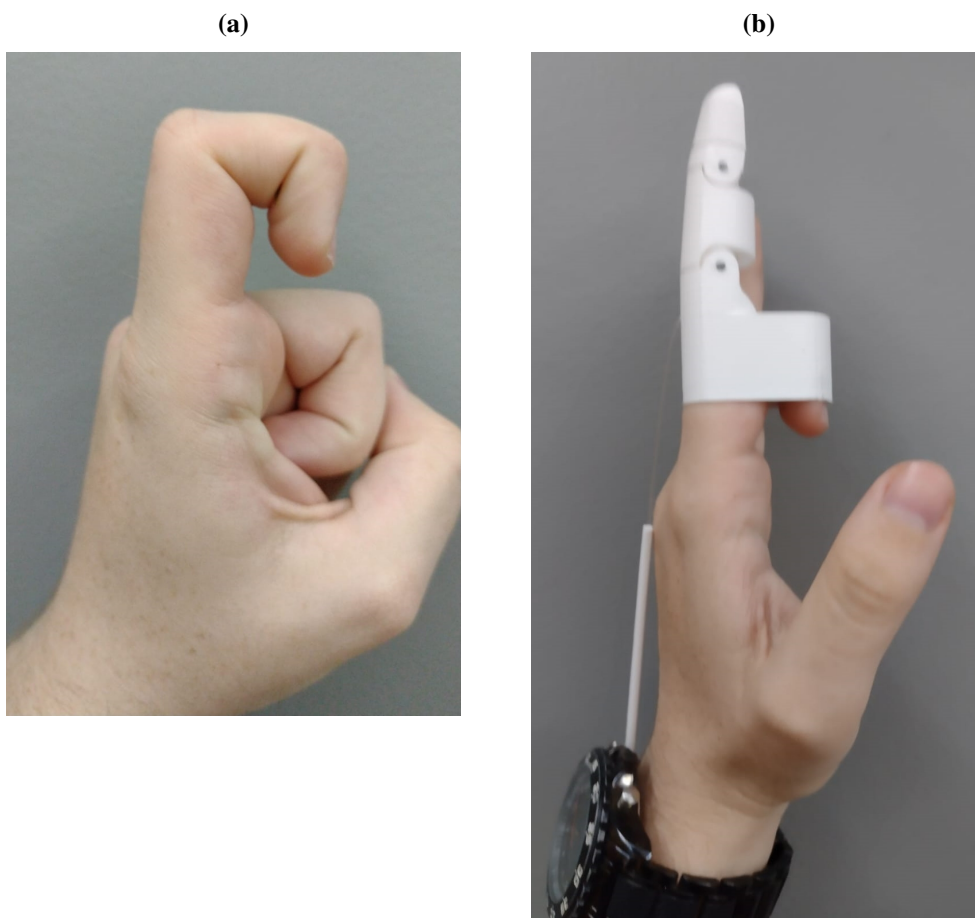


Fonte: Autoria própria

Devido à ausência de uma pessoa com amputação durante o desenvolvimento do projeto, para realizar testes de operação com a prótese foi necessário desenvolvimento um método alternativo. O método alternativo foi criar um modelo de prótese adaptado para que pudesse se simular um coto restante de uma amputação, dobrando o dedo indicador.

A modificação realizada no modelo da prótese foi apenas um incremento no soquete, na peça da falange proximal, para conter o dedo indicador dobrado, conforme Figura 26. Foi utilizado no pulso um relógio para prender o gancho da prótese, mas poderia se ter utilizado qualquer outro tipo de dispositivo para fixação no pulso, como por exemplo uma pulseira.

Figura 26: Adaptação da prótese utilizando dedo indicador (a) e novo soquete criado (b).

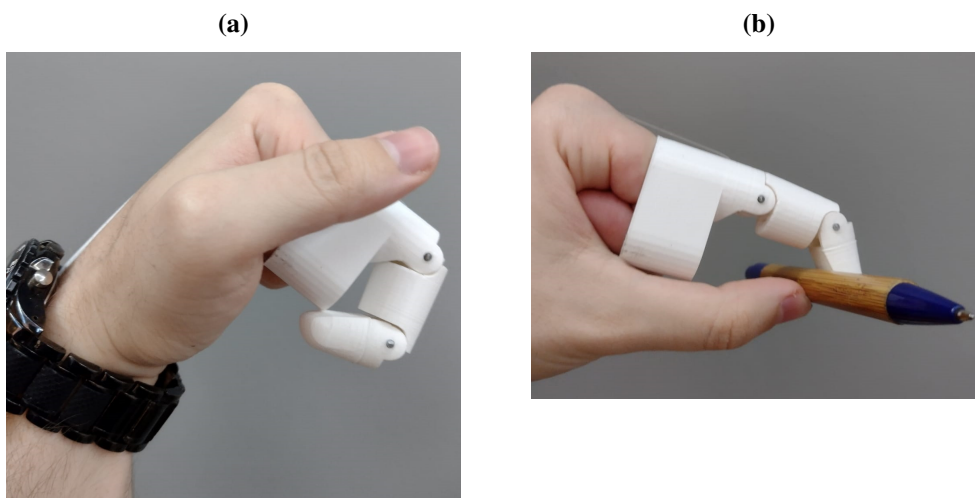


Fonte: Autoria própria

Com a prótese adaptada, pode-se testar o mecanismo de acionamento e comprovar que possui o comportamento esperado, Figura 27. Ao se flexionar o pulso, o fio de *nylon* é tensionado e conseqüentemente a prótese do dedo também flexiona. Também pode-se testar a configuração de pinça, utilizando o polegar e a prótese para pegar um objeto, que neste caso foi uma caneta. Pode ser observado que a função de pinça foi retornada com a utilização da prótese.

Devido às características da prótese adaptada de possuir um soquete maior, avançando no sentido da palma da mão, e o dedo indicador dobrado não corresponder ao coto simulado, a prótese adaptada possui aplicações limitadas. Pode-se observar na Figura 28, que o modelo adaptado fica desproporcional em relação aos demais dedos da mão. Essas mudanças físicas na prótese tornam os movimentos e manuseio de objetos, além dos já apresentados, difíceis ou impossíveis de se realizar devido as características não naturais.

Figura 27: *Movimentos de flexão (a) e pinça (b) com a prótese adapta.*



Fonte: Autoria própria

Figura 28: *Dedo indicador da prótese adaptada desproporcional.*



Fonte: Autoria própria

3.7 Análise econômica

Para verificar se o projeto de próteses com escaneamento e impressão 3D é economicamente acessível se realizou uma análise econômica. Primeiramente foi realizado um balanço dos diferentes gastos do projeto, dividindo-se em 3 grupos: gastos com material, gastos variantes no tempo e gastos com equipamentos. É possível observar na Tabela 3 os custos dos materiais utilizados na fabricação da prótese do dedo. A prótese foi composta pelo filamento plástico PLA usada na impressão 3D, fios elásticos e de *nylon* para mecanismo funcional da prótese, rebites que foram utilizados como eixos, cola universal e lixas d'água para acabamento. O valor total gasto em uma prótese com materiais foi de 2,81 reais, o que é um valor extremamente baixo e muito acessível, porém deve-se levar

em consideração os demais gastos no cálculo para do valor final.

Tabela 3: Custos dos materiais da prótese.

Material	Quantidade	Preço	Utilizado	Preço final
Fio elástico ϕ 1mm	10m	R\$7,50	0,15m	R\$0,11
Rebite 2,4x10mm	100un.	R\$26,90	2un.	R\$0,54
Fio de <i>nylon</i> ϕ 0,8mm	100m	R\$20,70	0,30m	R\$0,06
PLA básico	1kg	R\$120,00	0,016kg	R\$1,92
Cola universal	0,017kg	R\$4,00	0,0005kg	R\$0,12
Lixa d'água 220	225x275mm	R\$1,40	40x30mm	R\$0,03
Lixa d'água 120	225x275mm	R\$1,60	40x30mm	R\$0,03
			Total =	R\$2,81

Fonte: Autoria própria

A Tabela 4 representa todos os custos referentes ao tempo gasto no projeto, produção e montagem da prótese. Levando em consideração a personalização de cada prótese, foi considerado nos cálculos de custos o tempo gasto separadamente para desenvolver o projeto da prótese, escaneamento do usuário e ajustes do modelo para cada caso. Todos os custos de mão de obra utilizados foram baseados em um salário equivalente a de estagiário em engenharia de controle e automação que paga em média 10,00 reais por hora.

A primeira parcela de mão de obra relativa ao período de tempo necessário para desenvolvimento da prótese foi de aproximadamente 8 horas, resultando em um custo final de 80,00 reais. O custo de escaneamento leva em consideração o tempo utilizado para escanear e conseguir o modelo 3D, neste projeto o escaneamento demorou em torno de 1 hora para ser realizado, custando 10,00 reais ao todo. O custo de projeto da prótese só compreendeu o desenvolvimento da prótese genérica sem atender às particularidades de cada caso, desta forma foi preciso adicionar o custo de ajustes feitos na prótese genérica para atender os diferentes casos escaneados. Foi necessário 1 hora para adaptar e ajustar a prótese à mão escaneada, resultando em 10,00 reais de custo. Outra parcela considerada foi a montagem da prótese, que em média levou meia hora para ficar pronta e ajustada, utilizando do mesmo fator de custo por hora anterior, resultou em uma despesa de 5,00 reais. Esses valores poderiam ter sido desconsiderados levando em conta um trabalho voluntário, porém desejou-se realizar um estudo completo de valores.

A última despesa dependente do tempo é o consumo de energia elétrica pela impressora 3D. A impressora 3D utilizada tem potência máxima de 350 W, porém seu consumo médio é de 150 W por hora. Dessa forma o consumo de energia elétrica foi calculado utilizando a quantidade de horas para imprimir a prótese multiplicado pelo consumo médio da impressora e pelo preço do quilowatt-hora de Porto Alegre, resultando em 2,42 reais. Se for somado todos os custos que dependem do tempo, o total será de 107,42 reais de despesas.

Para o desenvolvimento da prótese também deve-se levar em consideração os equipamentos utilizados. Na Tabela 5 é possível observar todos os equipamentos utilizados e seus custos associados. O total dos custos dos equipamentos foi de 2000,01 reais.

Para calcular o preço final da prótese é preciso fazer uma combinação entre os três tipos de custos apresentados. Não se pode apenas somar todos os valores das despesas, pois os custos dos equipamentos assim como do projeto da prótese não serão utilizados apenas uma vez. Desta maneira, tomou-se como medida de produção para parcelar esses custos a

Tabela 4: Custos variantes no tempo do projeto.

Despesa	Preço/hora	Tempo	Preço final
Energia elétrica (kW)	R\$0,84	2,88h	R\$2,42
Mão de obra projeto	R\$10,00	8h	R\$80,00
Mão de obra escaneamento	R\$10,00	1h	R\$10,00
Mão de obra ajustes	R\$10,00	1h	R\$10,00
Mão de obra montagem	R\$10,00	0,5h	R\$5,00
Total =			R\$107,42

Fonte: Autoria própria

Tabela 5: Custos dos equipamentos do projeto.

Equipamento	Quantidade	Preço	Utilizado	Preço final
Ender 3 + melhorias	1un.	R\$1700,00	1un.	R\$1700,00
Extrusora metal + molas	1un.	R\$60,00	2un.	R\$60,00
Ventilador 5015	1un.	R\$18,00	1un.	R\$18,00
Tubo PTFE Capricorn	1m	R\$56,71	0,3m	R\$17,01
Kinect V1	1un.	R\$100,00	1un.	R\$100,00
Adaptador Kinect PC	1un.	R\$90,00	1un.	R\$90,00
Alicate bico meia cana 6"	1un.	R\$15,00	1un.	R\$15,00
Total =				R\$2000,01

Fonte: Autoria própria

quantidade de próteses possível de se fabricar em um rolo de 1 kg de plástico PLA. Com cada prótese consumindo 15 g em conjunto com gancho que consome 1 g, o total para fabricação de cada prótese é de 16 g. Portanto, é possível fabricar 62 próteses em 1 kg de PLA. Desta forma, o custo final da prótese do dedo será conforme a Equação 1, onde o custo dos equipamentos e o custo do projeto da prótese genérica foram divididos pelas 62 próteses possíveis de serem fabricadas com 1 kg e após somados com os custos restantes. O preço final da prótese resultou em 63,78 reais.

$$\frac{2000,01 + 80,00}{62} + 2,81 + 2,42 + 10,00 + 10,00 + 5,00 = 63,78 \quad (1)$$

4 CONCLUSÃO

O elevado valor das próteses, a falta de fabricação nacional junto com a falta de fornecimento destas para crianças pelo SUS torna essencial a proposta deste trabalho. Com o avanço das tecnologias e o barateamento das impressoras 3D, o desenvolvimento de próteses personalizadas acessíveis tornou-se possível conforme comprovado neste trabalho.

No seu desenvolvimento foi projetado uma prótese para o dedo indicador partindo do escaneamento com Kinect da mão para então criação da prótese, impressão 3D até montagem e testes. A utilização do Kinect como sensor 3D para modelagem, trouxe uma re-significação para o sensor que era focado para o lazer e tornando uma ferramenta de criação e de obtenção de dados. Devido a sensibilidade do *Skaneect* em manter a referência em conjunto com a pessoa não conseguir manter a mão estática durante escaneamento trouxeram dificuldades. Desta forma, necessitou-se realizar várias tentativas de escaneamento até obter-se um modelo aceitável com as informações da mão.

No projeto da prótese no *Fusion 360*, foram necessárias horas acima do esperado e mais de uma versão para desenvolvimento do modelo final da prótese devido a curva de aprendizagem. Com conhecimento prévio da ferramenta poderia-se desenvolver a prótese em menor tempo, reduzindo ainda mais seu custo final. A tecnologia das impressoras 3D vem barateando com o passar dos anos e atualmente pode-se comprar uma impressora igual a utilizada no projeto por um valor menor do que o contabilizado na análise econômica. Durante a etapa de impressão 3D da prótese, foi impressa uma prótese por vez, porém toda área de impressão da mesa poderia ser utilizada de forma a imprimir várias de uma vez. Desta forma reduzindo o tempo de fabricação e também o custo final. A impressão 3D têm o benefício da estilização da prótese, onde pode-se utilizar diferentes tipos de materiais. No caso do material utilizado, PLA, há diversas cores disponíveis e também pode-se pintar as peças.

Apesar da realização limitada de testes devido a ausência de pessoa com amputação e conseqüentemente utilização do modelo de prótese adaptada, foi possível comprovar o mecanismo de flexão e extensão do dedo indicador e o movimento de pinça com utilização da prótese. A análise econômica tomou como fator de cálculo para o custo final da prótese a utilização de apenas um 1 kg de filamento e distribuiu o custo dos equipamentos e do projeto genérico. Porém durante a vida útil dos equipamentos pode-se utilizar mais de um 1 kg de filamento, portanto os custos seriam distribuídos por um número maior de próteses fabricadas, reduzindo o custo final. O valor final da prótese de 63,78 reais, comprova que é possível desenvolver próteses personalizadas e acessíveis, ideais para crianças que estão em fase de crescimento e necessitaram trocá-las repetidamente.

4.1 Trabalhos Futuros

Neste trabalho foi projetada uma prótese ativa de um dedo indicador a partir do escaneamento da mão com primeira versão do Kinect e construção utilizando impressão 3D. Trabalhos futuros podem expandir e aplicar o método utilizado para diferentes partes do corpo. No futuro, será necessário estudo sobre desenvolvimento e viabilidade de um escâner 3D próprio ou encontrar um substituto, devido ao Kinect ter sido descontinuado pela *Microsoft*, logo seu número é finito no mercado. Um trabalho poderia ser desenvolvido buscando melhorar o modelo de prótese deste trabalho, tendo em vista que os fios elásticos utilizados perdem sua elasticidade com o tempo e seria necessário substituí-los. Porém no modelo atual da prótese não existe esta possibilidade, visto que a parte da prótese relativa a ponta do dedo é colada, bloqueando o acesso aos nós. Também é possível melhorar o método de escaneamento, buscando imobilizar a mão e reduzir as imperfeições geradas pelas vibrações.

Além disso, existe a possibilidade de se realizar um estudo com pessoas que possuem amputações e fazer análise completa da prótese, levando em consideração aspectos como conforto e aceitação dos usuários. Pode-se desenvolver trabalhos testando diferentes matérias para a confecção da prótese, como materiais flexíveis que possuem mais similaridade com pele humana. Também é possível realizar um trabalho testando diferentes métodos de acionamento da prótese, por exemplo, utilizando ligas com efeito de memória de forma, do inglês *shape-memory-alloy* (SMA).

APÊNDICE A - CONFIGURAÇÃO SKANECT

As configurações utilizadas no programa *Skaneect* durante o escaneamento da mão foram os seguintes:

Na aba *Prepare*, no item *New*:

- Scene: Body
- Bouding box: 0.6x0.6x0.6 meters
- Aspect ratio: Normal
- Path: local onde deseja-se salvar
- Config file: None

Ainda na aba *Prepare*, no item *Settings*:

- Recording Feedback: GPU
- Feedback Quality: Very High
- Offline Recording: All frames
- Force QVGA: ON
- Track Loss Detection: ON
- Uplink Mode: Depth
- Uplink Color Gain: Locked on Record

Na aba *Record*, foi definido *Delay: None*.

Na aba *Share*, foi definido as seguintes configurações no item *Export Model*:

- Format: STL
- Colors: Per-vertex
- # Faces: 5000
- Scale: Meters
- Color Space: sRGB

APÊNDICE B - CARACTERÍSTICAS DA IMPRESSORA 3D UTILIZADA

A impressora 3D utilizada foi uma Ender 3 modificada, com as seguintes características de fábrica:


- Tecnologia de impressão: FDM
- Sistema de movimentação: Cartesiano
- Volume de impressão: 220x220x250mm
- Velocidade máxima de impressão: 100mm/s
- Temperatura máxima de extrusão: 250°C
- Temperatura máxima da mesa: 110°C
- Precisão de impressão: $\pm 0,1$ mm
- Diâmetro do filamento: 1,75mm
- Diâmetro do bico: 0,4mm
- Fonte de alimentação: DC 24V - 15A - 350W

As modificações feitas foram:




- Troca da extrusora de plástico original por uma de metal;
- Troca da mesa original por mesa de vidro;
- Trocas das molas de nivelamento da mesa por molas mais rígidas;
- Troca da placa mãe de 8bit original para placa mãe v4.2.2 equipada com processador STM 32bits;
- Troca do tubo PTFE original por tubo PTFE "Capricorn", uma versão melhorada com menor diâmetro e maior resistência a altas temperaturas.
- Troca do ventilador de refrigeração da peça, do modelo 4010 por 5015, e alteração do sistema de refrigeração para comportar novo modelo.

APÊNDICE C - CONFIGURAÇÃO CURA

Parâmetros da qualidade

Layer Height		0.2	mm
Initial Layer Height		0.2	mm
Line Width		0.4	mm
Wall Line Width		0.4	mm
Outer Wall Line Width		0.4	mm
Inner Wall(s) Line Width		0.4	mm
Top/Bottom Line Width		0.4	mm
Infill Line Width		0.4	mm
Initial Layer Line Width		100.0	%






Parâmetros da casca

Wall Thickness		0.8	mm
Wall Line Count	 	3	
Top/Bottom Thickness		0.8	mm
Top Thickness		0.8	mm
Top Layers		4	
Bottom Thickness		0.8	mm
Bottom Layers		4	
Optimize Wall Printing Order		<input checked="" type="checkbox"/>	
Fill Gaps Between Walls		Everywhere	
Horizontal Expansion		0	mm
Enable Ironing		<input type="checkbox"/>	





Parâmetros de preenchimento

Infill Density		20	%
Infill Line Distance		2.0	mm
Infill Pattern	 	Lines	▼
Infill Line Multiplier		1	
Infill Overlap Percentage		30.0	%
Infill Layer Thickness		0.2	mm
Gradual Infill Steps		0	


Parâmetros do material

Printing Temperature	 	210	°C
Printing Temperature Initial Layer		210	°C
Initial Printing Temperature		210	°C
Final Printing Temperature		210	°C
Build Plate Temperature	 	60	°C
Build Plate Temperature Initial Layer		60	°C

Parâmetros da velocidade

Print Speed		50	mm/s
Infill Speed		50	mm/s
Wall Speed		25.0	mm/s
Outer Wall Speed		25.0	mm/s
Inner Wall Speed		25.0	mm/s
Top/Bottom Speed		25.0	mm/s
Support Speed		25.0	mm/s
Travel Speed		150.0	mm/s
Initial Layer Speed		20.0	mm/s
Enable Acceleration Control		<input type="checkbox"/>	
Enable Jerk Control		<input type="checkbox"/>	

Parâmetros de viagem

Enable Retraction	<input checked="" type="checkbox"/>		
Retract at Layer Change	<input type="checkbox"/>		
Retraction Distance		5	mm
Retraction Speed		45	mm/s
Combing Mode		Not in Skin	▼
Avoid Printed Parts When Traveling	<input checked="" type="checkbox"/>		
Avoid Supports When Traveling	<input checked="" type="checkbox"/>		
Travel Avoid Distance		0.625	mm
Z Hop When Retracted		<input type="checkbox"/>	

Parâmetros de resfriamento

Enable Print Cooling	<input checked="" type="checkbox"/>
Fan Speed	<input type="text" value="60"/> %
Regular Fan Speed	<input type="text" value="40"/> %
Maximum Fan Speed	<input type="text" value="60"/> %
Regular/Maximum Fan Speed Threshold	<input type="text" value="10"/> s
Initial Fan Speed	<input type="text" value="0"/> %
Regular Fan Speed at Height	<input type="text" value="0.6"/> mm
Regular Fan Speed at Layer	<input type="text" value="4"/>
Minimum Layer Time	<input type="text" value="10"/> s
Minimum Speed	<input type="text" value="10"/> mm/s
Lift Head	<input type="text"/>

Parâmetros dos suportes

Generate Support	<input checked="" type="checkbox"/>
Support Structure	<input type="text" value="Normal"/>
Support Placement	<input type="text" value="Everywhere"/>
Support Overhang Angle	<input type="text" value="65"/> °
Support Pattern	<input type="text" value="Lines"/>
Support Density	<input type="text" value="10"/> %
Support Horizontal Expansion	<input type="text" value="0"/> mm
Support Infill Layer Thickness	<input type="text" value="0.2"/> mm
Gradual Support Infill Steps	<input type="text" value="0"/>
Enable Support Interface	<input checked="" type="checkbox"/>
Enable Support Roof	<input checked="" type="checkbox"/>
Enable Support Floor	<input checked="" type="checkbox"/>

Parâmetros de adesão a mesa

Build Plate Adhesion Type	<input type="text" value="None"/>
---------------------------	-----------------------------------

Parâmetros especiais

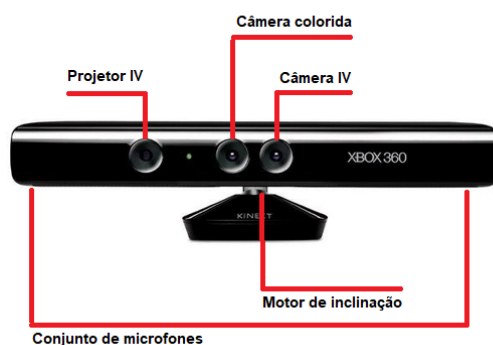
Print Sequence	<input type="text" value="All at Once"/>
Surface Mode	<input type="text" value="Normal"/>
Spiralize Outer Contour	<input type="text"/>

ANEXO A - ESCANEAMENTO 3D COM KINECT

A câmera Kinect é um periférico de rastreamento de movimento humano lançado pela Microsoft em 2010 para o console Xbox 360. Em 2013 a Microsoft lançou uma segunda versão do Kinect para seu console sucessor, o Xbox One. O Kinect não é apenas utilizado para jogos, existem projetos utilizando ele em aplicações como veículos aéreos não tripulados (UAV), reconhecimento humano, reconstrução de modelo 3D, navegação para robô móvel terrestre e aplicações médicas (WU; BAINBRIDGE-SMITH, s.d.).

A primeira versão do Kinect possui um projetor de infravermelho (IV), uma câmera *complementary metal-oxide-semiconductor* (CMOS) monocromática para infravermelho, uma câmera CMOS colorida padrão, um conjunto de microfones e um motor de inclinação, conforme ilustra a Figura 29. As duas câmeras possuem uma taxa de 30 quadros por segundos, sendo a câmera colorida de 32-bit e resolução de 640x480 pixels e a câmera infravermelho de 16-bit e resolução de 320x240 pixels. O campo de visão das câmeras é de 57° para horizontal, 43° para vertical, inclinação de $\pm 23^\circ$ e alcance de 3,5 m. O Kinect também possui seu próprio processador de imagem, o *Primesense's PS1080 System on Chip* (SoC).

Figura 29: Esquemático da primeira versão do Kinect

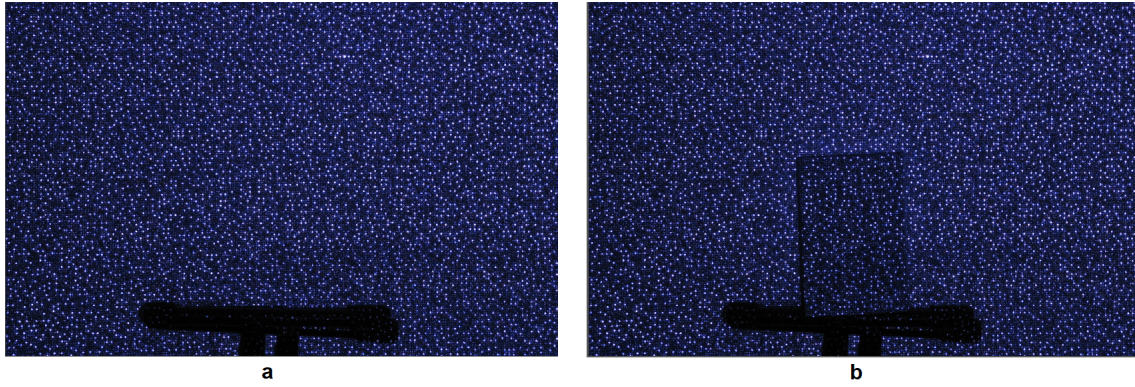


Fonte: Autoria própria

O Kinect funciona utilizando um processo chamado de estéreo-triangulação, onde duas imagens são necessárias para se obter a profundidade de cada ponto. Apenas uma imagem física é criada pelo Kinect, a segunda imagem é virtual. O Kinect, através do projetor IV, emite um mapa pré-estabelecido de 3861 pontos, visualizado na Figura 30, e realiza a leitura da reflexão desses pontos pela câmera IV. Com a imagem da projeção lida pela

câmera IV e comparando com a imagem da projeção virtual, de origem no projetor, o algoritmo estéreo consegue determinar a distância que o objeto se localiza (EL-LAITHY; HUANG; YEH, s.d.).

Figura 30: (a) Mapa de pontos projetado pelo Kinect. (b) Distorção no mapa de pontos projetado pelo Kinect pela presença de um objeto.



Fonte: Hoiem (2015)

ANEXO B - IMPRESSORAS 3D

O conceito de impressão 3D segundo Horvath (2014) é simples, um objeto é criado do zero a partir da adição de materiais em camadas até completar o objeto. A impressão 3D já existe na natureza há milhares de anos. Um exemplo é a criação de conchas do mar por moluscos, que vão depositando camadas externas de carbonato de cálcio. Se prestar atenção nas conchas é possível observar as linhas de construção.

Foi apenas em 1984 que o engenheiro norte-americano Charles W. Hull criou a primeira impressora 3D utilizando a técnica de estereolitografia (SLA). Essa técnica utiliza da solidificação seletiva, na qual aplica luz UV, gerada por laser, LCD ou DLP, para solidificar a resina líquida e endurecer camada a camada. Normalmente a primeira camada é criada sobre uma plataforma que se move em direção ao líquido. Esse processo pode ser muito sujo e precisa que o objeto de resina seja curado.

Em 1988 surge o segundo método para impressão 3D, criado pelo engenheiro norte-americano Carl Deckard, a sintetização seletiva a laser (SLS). Muito parecido com método SLA, este agora utiliza ao invés de um líquido como matéria prima utiliza pó, que é fundido pelo laser. Uma vantagem do SLS é que o material em pó serve como suporte para as peças. Dessa forma, objetos mais complexos e delicados são facilmente criados, porém uma desvantagem é dificuldade de se trabalhar com esse material em pó, o que encarece o processo.

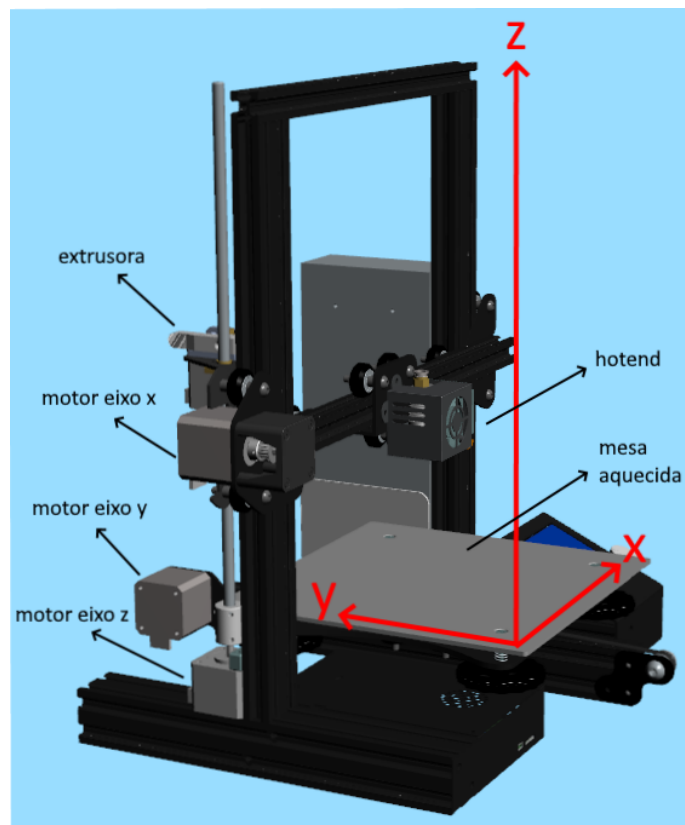
O terceiro método e mais famoso para impressão 3D é a modelagem por fusão e deposição (FDM), criado pelo engenheiro norte-americano Scott Crump. Neste método o material é depositado apenas no local que deseja-se criar a peça. Normalmente o filamento é composto por termoplásticos, tipo de plástico que amolece para estado semi-líquido quando aquecido, que são fundidos para então serem depositados no local para criação da peça. Devido a esse motivo, o método também é chamado de fabricação por filamento fundido (FFF).

Por anos as tecnologias 3D se desenvolveram com novos projetos, métodos híbridos, softwares de CAD, mas o "boom" da indústria de impressão 3D ocorreu em 2005 com o término da patente do método FDM. Com a queda da patente, a porta para diversas inovações, melhorias e queda do preço das impressoras foi aberta. Um movimento importante para expansão das impressoras 3D ao público em geral foi o projeto *RepRap*. O propósito deste projeto foi a construção de uma impressora 3D do tipo FFF a partir de peças feitas por elas mesmas, ou seja, auto-reprodução, com exceção das partes metálicas e componentes eletrônicos. Todo o projeto foi desenvolvido em código aberto, disponibilizado online, desta forma encorajando melhorias. Do *RepRap* original nasceram diversas outras impressoras modificadas e melhoradas. Com o advento dos financiamentos coletivos, diversas empresas e marcas de impressoras 3D surgiram.

Conforme Evans (2012), a impressora 3D de uso pessoal mais utilizada é do modelo

FFF. Sua construção é centrada na ideia de um robô cartesiano. Ela pode se movimentar em três direções lineares sobre os eixos x, y e z, também conhecidos como eixos cartesianos. Para realizar essas movimentações, as impressoras 3D utilizam de pequenos servo motores que possuem grande precisão, normalmente $1,8^\circ$ por passo, que se traduz em uma resolução de fração de milímetros. Assim como qualquer robô de controle numérico computadorizado (CNC), as impressoras 3D conseguem posicionar seu bico em qualquer posição dentro dos 3 eixos e depositar camada após camada de material fundido. Usualmente as impressoras utilizam de correias dentadas e polias para se movimentar nos eixos x e y, por prover maior velocidade e precisão de posicionamento. Para o eixo z se utiliza uma haste rosqueada, para fornecer precisão enquanto suportar o peso da parte móvel que carrega o *hotend*.

Figura 31: Componentes e eixos de uma impressora 3D FFF modelo Ender 3.

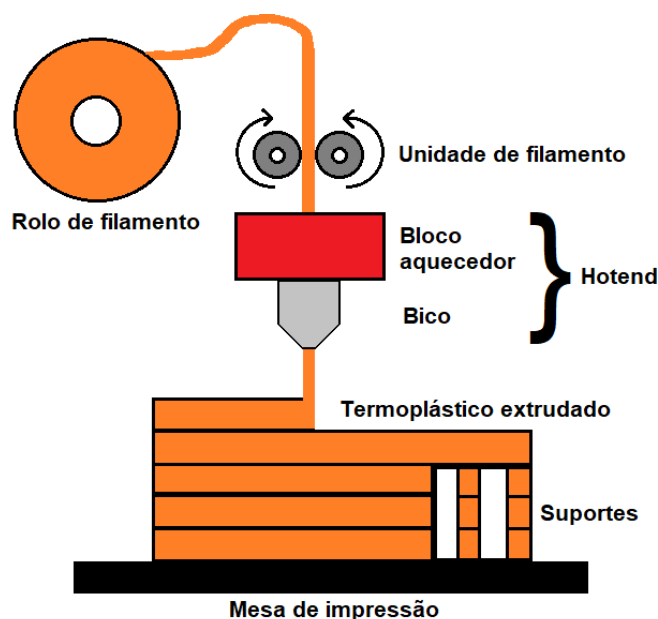


Fonte: Autoria própria

Com sistema cartesiano providenciando precisão linear de posicionamento, é preciso uma extrusora para gerar as camadas de termoplástico. A extrusora pode ser dividida em duas partes: a unidade de filamentos e *hotend*. A unidade de filamento é responsável por puxar o filamento que normalmente vem em carretéis e possui 1,75 mm de diâmetro e empurrar para o *hotend*. O fornecimento de filamento é realizado através de um servo motor, que controla o fluxo de material. O *hotend* é composto por um bloco de alumínio com um aquecedor e sensor de temperatura embutidos. Quando o filamento chega na *hotend*, é aquecido a temperaturas de até 280°C , dependendo do tipo de material que se quer extrudar. Uma vez no estado semi-líquido, o material é forçado pelo bico, que pode variar de diâmetro entre 0,2 mm a 1 mm, e gera uma fina linha de extrusão do material na mesa de impressão, seguindo o padrão de desenho da camada do objeto desejado. A mesa

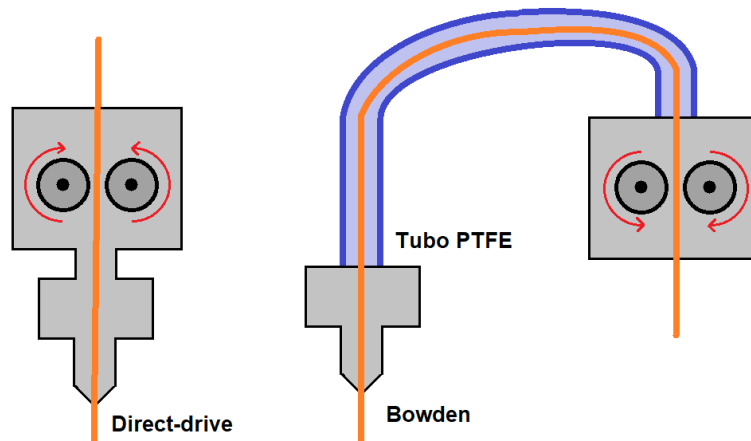
de impressão é a superfície onde o objeto será criado, podendo ou não ser aquecidas. A maioria das impressoras atualmente possuem mesa aquecida, devido a fornecer melhor adesão da peça e permitir trabalhar com maior variedade de materiais como ABS e *nylon*.

Figura 32: Funcionamento da impressora 3D FFF.



Fonte: Autoria própria

Segundo Griffey (2014), existem duas configurações para a extrusora em impressoras 3D do tipo FFF, a configuração *Direct – drive* e a *Bowden*. Na configuração *Direct – drive*, a unidade de filamento e o *hotend* ficam unidos no cabeçote, parte que se movimenta no eixo x durante a impressão. Desta maneira, o filamento é puxado do carretel e vai diretamente para o *hotend*. Na configuração *Bowden*, as duas partes da extrusora são separadas, ou seja, a unidade de filamento se encontra fixa na estrutura da impressora e apenas o *hotend* permanece no cabeçote. Nesta configuração, a unidade de filamento é conectada ao *hotend* através de um tubo PTFE, que servirá de guia para o filamento. A vantagem da configuração *Bowden* é a significativa redução de peso no cabeçote, o que resulta em movimentos mais rápidos e na redução de vibrações. A desvantagem dessa configuração é o efeito de "empurrar uma corda", quanto mais flexível um filamento é, mais difícil será para essa configuração fornecer filamento para o *hotend*.

Figura 33: Diferença construtiva entre *Direct-drive* e *Bowden*.

Fonte: Autoria própria

O processo de imprimir em 3D utilizando uma impressora de modelo FDM é simples e rápido de acordo com Hiemenz (2011). O processo pode ser dividido em três etapas: pré-processamento, produção e pós-processamento. O pré-processamento começa na escolha de um objeto, usualmente um arquivo do tipo STL (*Standard Triangle Language*), e na utilização de um programa de fatiamento, que fatia o objeto em camadas. Estas camadas são utilizadas pelo programa para gerar um arquivo de comandos para impressora 3D. Durante o pré-processamento, também é realizado o nivelamento da mesa de impressão, podendo ser manual ou automatizado dependendo da impressora, e aplicação de um fixador na mesa de impressão para adesão do material quando necessário. A etapa de produção consiste em dar início à impressão, começando com o aquecimento da mesa e após do *hotend* para então dar início no processo de impressão, que pode durar mais de 200 horas dependendo das configurações e complexidade da peça. A última etapa é realizada no término da impressão, onde se retira a peça da impressora e caso haja suportes estes são removidos. Nessa etapa, pode-se incluir todo trabalho realizado na peça, como lixar, pintar, montar e colar.

ANEXO C - FICHA TÉCNICA PLA UTILIZADO

PLA LIGHT 1,75 mm			
PROPRIEDADES FÍSICAS	VALOR	UNIDADE	MÉTODO/NORMA
DENSIDADE	1,24 +/- 0,05	g/cm ³	D 792
FLUIDEZ	6	g/10 min - (210° C - 2,16 Kg)	D 1238
PONTO DE FUSÃO	145 - 160	° C	D 3418
TEMPERATURA TRANSIÇÃO VÍTREA	55 - 60	° C	D 3418
TRANSPARÊNCIA		TRANSPARENTE AMARELADO	
PROPRIEDADES MECÂNICAS	VALOR	UNIDADE	MÉTODO/NORMA
RESISTÊNCIA À TRAÇÃO ELÁSTICA	60	M Pa	D 638
ALONGAMENTO NA RUPTURA	6	%	D 638
RESISTÊNCIA AO IMPACTO (IZOD)	16	J/m	D 256
RESISTÊNCIA A TRAÇÃO	60	M Pa	D 638
MÓDULO DE TRAÇÃO	4	M Pa	D 638
TEMP. DISTORÇÃO TÉRMICA (0,45 Mpa)	55	° C	E 2092
SET UP IMPRESSORA RECOMENDADO	VALOR	UNIDADE	MÉTODO/NORMA
TEMPERATURA DO NOZZLE	205 - 230	° C	PRÓPRIO
TEMPERATURA DA MESA	25 - 60	° C	PRÓPRIO
CARACTERÍSTICAS DO FILAMENTO	VALOR	UNIDADE	MÉTODO/NORMA
DIÂMETRO	1,75 +- 3%	mm	PRÓPRIO
OVALIZAÇÃO	1,75 +- 3%	mm	PRÓPRIO
100 % do filamento eletronicamente verificado e controlado			

Fonte: (FILAMENTOS 3D BRASIL, s.d.)

REFERÊNCIAS

- BERSCH, R. Introdução à tecnologia assistiva, 2017.
- BROOKINS, N. Prosthetics, 2016. Disponível em: <<http://dangercreations.com/prosthetics/>>. (accessed: 25.08.2021).
- CABIBIHAN, J. J. et al. Suitability of the Openly Accessible 3D Printed Prosthetic Hands for War-Wounded Children. *Frontiers in Robotics and AI*, v. 7, p. 1–12, 2021.
- CUTKOSKY, M. On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *international conference on robotics and automation*, v. 5, n. 3, p. 269–279, 1989.
- EVANS, B. Practical 3D Printers: The Science and Art of 3D Printing. In: New York, US: Apress, 2012. A World of 3D Printers, p. 1–6. ISBN 978-1-4302-4393-9.
- FILAMENTOS 3D BRASIL. *Ficha Técnica PLA Light*. Novo Hamburgo, Brasil. p. 1–2. Disponível em: <<https://www.filamentos3dbrasil.com.br/produtos/filamento-pla-branco-175mm-1kg-para-impressora-3d/>>.
- FLAUBERT, J. L.; SPICER, C. M.; JETTE, A. M. *The Promise of Assistive Technology to Enhance Activity and Work Participation*. [S.l.: s.n.], 2017.
- GARCIA, V. Próteses no Brasil são para poucos. *Deficiente Ciente*, 2009. Disponível em: <<https://www.deficienteciente.com.br/proteses-no-brasil-sao-para-poucos.html#comments>>.
- GRIFFEY, J. 3-D Printers for Libraries. In: Chicago, US: ALA TechSource, 2014. The Types of 3-D Printing, p. 9–10. ISBN 978-0-8389-5931-2.
- HIEMENZ, J. *3D PRINTING WITH FDM: How it works*. Frankfurt, GE, 2011. p. 2–4.
- HOIEM, D. *How the Kinects Works*. Illinois, US, 2015. p. 23–24.
- HORVATH, J. *Mastering 3D Printing*. Califórnia, US, 2014. p. 3–10.
- EL-LAITHY, R. A.; HUANG, J.; YEH, M. *Study on the Use of Microsoft Kinect for Robotics Applications*. f. 1280–1281. Tese (Doutorado) – California State University, Fullerton, US.
- MAYOR, J. J. V. *Muscle-Computer Interface Based on Pattern Recognition of Myoelectric Signals for Control of Dexterous Hand and Finger Movements of Prostheses for Forearm Amputees*. 2017. f. 119. Tese (Doutorado em engenharia elétrica) – Federal University of Espírito Santo, Vitoria, Brazil.
- MURRAY, J.; CARMAN, W.; MACKENZIE, J. Transmetacarpal amputation of the index finger: A clinical assessment of hand strength and complications. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, v. 2, n. 6, p. 471–481, 1977.

- NETO, G. F. *Modelagem e Desenvolvimento de Prótese de Mão Mecatrônica com Aci-onamento Individual de Dedos*. 2017. f. 88. Tese (Pós-graduação em modelagem e otimização) – Universidade Federal de Goiás, Goiás, Brasil.
- NORTON, K. M. *A Brief History of Prosthetics*. Web, 2007. p. 11–13.
- OLIVEIRA, M. M. DE; DIAS, J. A.; MAGALHÃES, P. H. D. S. *Proposta de protocolo de reabilitação para membro superior em pacientes protetizados com tecnologia 3D*. Bahia, 2019. p. 2–4.
- OLIVEIRA CHINI, G. C. DE; BOEMER, M. R. A amputação na percepção de quem a vivencia: um estudo sob a ótica fenomenológica. *Revista Latino-americana De Enfermagem*, v. 15, n. 2, p. 330–336, 2007.
- ONLINE, Y. P. Flexor Tendon Injuries. Disponível em: <<https://www.ypo.education/orthopaedics/hand-wrist/flexor-tendon-injuries-t74/video/>>. (accessed: 09.10.2021).
- RADOMSKI, M. V.; LATHAM, C. A. T. *Terapia Ocupacional para Disfunções Físicas*. [S.l.]: Santos, 2013.
- SÁNCHEZ, O. F. A. *Desenvolvimento de Sistema de Preensão para utilização em Dispositivo Robóticos*. 2008. f. 205. Tese (Pós-graduação em engenharia mecânica) – Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, Brasil.
- SANTOS BINA, T. DOS et al. Produção de Próteses Mecânicas 3D de Membro Superior para um Caso de Amputação Bilateral Infantil: Desafios da Reabilitação. In: [s.l.: s.n.], 2020. p. 185–198.
- WASENMÜLLER, O.; STRICKER, D. Comparison of Kinect V1 and V2 Depth Images in Terms of Accuracy and Precision. In: ASIAN Conference on Computer Vision. [S.l.: s.n.], 2016. p. 34–45.
- WU, H.-H.; BAINBRIDGE-SMITH, A. *Advantages of using a Kinect Camera in various applications*. f. 145. Tese (Doutorado) – Electrical e Computer Engineering, University of Canterbury, New Zealand., New Zeland.
- XAVIER, R. T. Implementação de uma prótese ativa para membro superior de baixo custo, 2016.
- ZUNIGA, J. M. 3D Printed Antibacterial Prostheses. *Applied Sciences*, p. 1–10, 2018.