

**CENTRO UNIVERSITÁRIO CAMPO LIMPO PAULISTA - UNIFACCAMP
ENGENHARIA MECÂNICA**

PRÓTESE FUNCIONAL PARA DEDO

LUCAS HENRIQUE ARMONAS

**Campo Limpo Paulista - SP
Julho – 2021**

Lucas Henrique Armonas

PRÓTESE FUNCIONAL PARA DEDO

*Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Centro Universitário
Campo Limpo Paulista – UNIFACCAMP,
como requisito para a obtenção do grau de
Bacharel em Engenharia Mecânica.*

Orientador: Prof. Marcos Martins Mioni

Prof. Francisco Coelho de Oliveira

**Campo Limpo Paulista - SP
Julho – 2021**

**CENTRO UNIVERSITÁRIO CAMPO LIMPO PAULISTA - UNIFACCAMP
ENGENHARIA MECÂNICA**

PRÓTESE FUNCIONAL PARA DEDO

RA 29460 Lucas Henrique Armonas

Orientador: Prof. Marcos Martins Mioni

Banca Examinadora:

**Prof.
Convidado**

**Prof. Marcos Martins Mioni
Orientador**

**Prof. Alexandre Capelli
Coordenador**

**Campo Limpo Paulista - SP
Junho – 2021**

DEDICATÓRIA

Dedico este projeto aos meus pais Nilda e Valter. Exemplos de pessoas que venceram inúmeras batalhas da vida. Sempre conseguindo forças para superar desafios aparentemente impossíveis.

Aprendi com ambos que haverá muitos dias ruins durante a minha jornada, mas que não posso me deixar abater pelos obstáculos que encontrarei durante a minha vida. Obrigado por sempre estarem me ensinando e me apoiando em minhas decisões. Por estarem sempre com a mão estendida nos momentos em que eu mais preciso de ajuda. Por serem um porto seguro neste difícil ano que se passou.

AGRADECIMENTOS

Agradeço muito à todo apoio que minha irmã Monica sempre me deu neste ano de projeto que se passou. Tanto em auxiliar ao me levar nas consultas médicas, quanto com o apoio emocional para passar por um momento tão difícil. Não seria capaz de expressar o tamanho de minha gratidão.

Agradeço de todo o coração à Monika Schulz. Tenho certeza que sem ela este projeto não teria se realizado. Muito obrigado por todo o cuidado e atenção durante a minha recuperação física e psicológica. Por ter muitas vezes confiado no meu potencial mais do que eu mesmo. Por sempre me incentivar a ser o melhor de mim mesmo. Todo esse apoio jamais será esquecido e sempre serei infinitamente grato.

Agradeço aos meus irmãos Beto e Claudia por também se preocuparem comigo e estarem sempre desejando a minha melhora. Tenho certeza que ambos estarão disponíveis para caso precisar de seus apoios.

Agradeço aos meus tios Miguel e Sandra pelo enorme carinho e preocupação com o meu acidente. Foram muito importantes não somente para mim, mas como apoio para os meus pais durante esse ano turbulento. Muito obrigado por também serem os fornecedores oficiais das molas utilizadas no projeto. Saibam que sempre os trago com muito carinho em meu coração.

Agradeço ao Dr. Anderson pelo atendimento e acompanhamento do meu caso. Tenho certeza da excelência com que foi realizado o meu procedimento cirúrgico e da importância de todo o cuidado durante os diversos meses que foram necessários para a minha recuperação.

Agradeço à Dra. Silvia pelo excelente trabalho de terapia ocupacional para a recuperação dos movimentos após o trauma com uma notável rapidez. Posso atribuir sem sombra de dúvidas que hoje consigo exercer a minha profissão sem maiores problemas devido aos seus esforços e conhecimento.

Agradeço ao Professor Mioni por não somente me auxiliar tecnicamente em diversos aspectos do projeto, mas também intermediar contatos importantes para a realização do projeto.

RESUMO

O principal objetivo deste trabalho é a construção de uma prótese funcional de dedo para ser utilizado por pessoas com algum tipo de malformação ou amputação de duas falanges da mão. Para atingir este objetivo, foram realizadas modelagens em software de CAD para validação de diferentes designs e também a criação de múltiplos protótipos para testar quesitos como conforto, funcionalidade e manufaturabilidade. Com isso, conseguiu-se o desenvolvimento de um produto passível de ser comercializado por um preço mais acessível que as opções usualmente importadas que existem no mercado.

Palavras chaves: Prótese de dedo, prototipagem, impressão 3D.

LISTA DE SIGLAS

CAD - Computer Aided Design - Projeto (Desenho) Auxiliado por Computador

BSSH - British Society for Surgery of the Hand - Sociedade Britânica para Cirurgia da
Mão

FDM - Fused Deposition Modeling - Modelagem por Deposição Fundida

PLA - Polylactic acid - Políácido Láctico

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Classificação dos ossos da mão humana
- Figura 2 - Demonstrativo dos tendões extensores dos dedos
- Figura 3 - Tendão flexor, bainha e polias de um dedo
- Figura 4 - Esboço Inicial de Prótese
- Figura 5 - Prótese não funcional de silicone
- Figura 6 - Próteses funcionais X-Finge
- Figura 7 - Prótese impressa - Danger Finger
- Figura 8 - Demarcações para Medição dos Dedos
- Figura 9 - Primeiro *design* em CAD - Vista traseira
- Figura 10 - Primeiro *design* em CAD - Vista frontal em dobra
- Figura 11 - Primeiro Protótipo - Posição ereta
- Figura 12 - Primeiro Protótipo - Posição em dobra
- Figura 13 - Segundo *design* em CAD - Vista traseira
- Figura 14 - Segundo *design* em CAD - Detalhe falange distal
- Figura 15 - Segundo *design* em CAD - Detalhe eixos em bronze
- Figura 16 - Segundo protótipo físico
- Figura 17 - Terceiro protótipo físico
- Figura 18 - Terceiro *design* em CAD - Vista frontal
- Figura 19 - Terceiro *design* em CAD - Vista em corte lateral
- Figura 20 - Terceiro *design* em CAD - Vista em corte Longitudinal
- Figura 21 - Terceiro *design* impresso - Ambos lados
- Figura 22 - Prótese final - CAD frontal direito
- Figura 23 - Prótese final - Detalhe aleta lateral
- Figura 24 - Prótese final - Corte Latitudinal

Figura 25 - Prótese final - CAD frontal esquerdo

Figura 26 - Prótese final - Detalhe rota de cabo tracionador

Figura 27 - Manopla - Tiras de velcro para ajuste

Figura 28 - Manopla com hastes - Visão dorsal

Figura 29 - Manopla com hastes - Detalhe cavidades e haste em corte

Figura 30 - Corpos de prova de mecanismo compatível

Figura 31 - Posicionamento de peças na mesa de impressão

Figura 32 - Composição de imagens da prótese pronta

Figura 33 - Composição de imagens mostrando a prótese dobrada

Figura 34 - Estudos de molde do coto médio

LISTA DE TABELAS / GRÁFICOS

Tabela 1 - Cálculo de custos para impressão

Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	13
1.1. Objetivo geral.....	13
1.1.1. Objetivos específicos.....	13
1.2. Problema.....	14
1.3. Justificativa.....	14
1.4. Metodologia.....	15
1.4.1. Metodologia científica.....	15
1.4.2. Metodologia do projeto.....	15
2. REFERENCIAL TEÓRICO	16
3. CRIAÇÃO DE PROTÓTIPOS.....	21
3.1. Estudo das soluções disponíveis no mercado	21
3.1.1. Próteses estéticas não funcionais	21
3.1.2. Próteses funcionais	22
3.1.3. Solução impressão 3D	23
3.2. Medições e demarcações pré-projeto	23
3.3. Primeiro <i>design</i> em <i>CAD</i>	24
3.4. Primeiro protótipo físico.....	26
3.5. Segundo <i>design</i> em <i>CAD</i>	27
3.6. Protótipos físicos 2 e 3.....	28

3.7. Terceiro <i>design</i> em CAD.....	29
4. PRODUTO FINAL.....	33
4.1. Prótese.....	33
4.2. Manopla	36
4.3. Impressão da prótese	39
4.4. Resultado final	41
5. POSSÍVEIS MELHORIAS DE PROJETO.....	42
5.1. Luva de silicone para acoplamento no coto	42
5.2. Interface de conforto entre a manopla e dorso da mão.....	43
5.3. Melhoria no coeficiente de atrito da falange distal	43
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	44
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	46

1. INTRODUÇÃO

Antes do dia 23 de junho de 2020, o autor deste projeto nunca tinha tido o mínimo contato com o assunto a ser apresentado nas próximas páginas. Justamente neste dia, por volta das 16:30 ocorreu um acidente doméstico que trouxe o assunto à tona de maneira drástica e abrupta: uma amputação de duas falanges de dois dedos diferentes da mão direita. Por volta de 2 ou 3 dias após este acidente, começaram-se as primeiras pesquisas e ideias deste projeto marcado pelo aprendizado de diversos conhecimentos.

1.1. Objetivo geral

Produzir uma prótese de dedo com a funcionalidade similar das falanges distais e médias da mão humana não necessitando do uso de acionamento elétrico.

1.1.1. Objetivos específicos

Para que o objetivo geral seja atingido, podemos listar alguns objetivos específicos a serem alcançados:

- Analisar o funcionamento do dedo humano em quesitos de dimensões e capacidade de movimentos e força;
- Estudar diferentes possíveis soluções para próteses de dedo humano através de software de *CAD* e criação de protótipos;
- Teste dos protótipos criados em quesitos de conforto, funcionalidade e praticidade;
- Estudar métodos diferentes de criação de protótipos;

1.2. Problema

Temos hoje no mercado nacional Brasileiro um déficit de produtos relacionados a próteses de dedos das mãos. Ao entrar em detalhes da situação do mercado, vemos que as únicas opções disponíveis são próteses estéticas e não-funcionais ou produtos provindos de fora do país passíveis de impostos de importação e dificuldade de contato com o fabricante para suporte.

1.3. Justificativa

Apesar de parecer um tema muito raro para muitas pessoas, dados provindos da Previdência Social do Brasil mostram que em um período de 10 anos (2004 a 2013) tivemos mais de 30.000 concessões de auxílio-doença por amputação traumática de um dedo. Esses dados mostram apenas uma parcela de um problema maior, pois deixa de contabilizar casos que ocorreram durante a infância e pessoas que não conseguiram ou não foram requerer o auxílio-doença.

Para termos uma visão geral do problema, podemos utilizar um estudo de 20 anos realizado nos EUA para realizar uma estimativa que temos no Brasil por volta de 15.800 pessoas que sofrem amputações de dedos por ano.

Como podemos ver, o problema é bem mais extenso do que gostaríamos que fosse. Hoje em dia, todas essas pessoas têm poucas alternativas disponíveis no território nacional para diminuir as perdas relacionadas a esse tipo de acidente.

Podemos recorrer à próteses estéticas para reduzir o impacto visual da falta de um membro, mas infelizmente na grande maioria dos casos elas não são funcionais, não apresentando nenhum movimento de dobra.

Também podemos recorrer às próteses funcionais importadas, mas tal solução está longe de ser disponível para a larga porcentagem de cidadãos brasileiros por causa de seu alto custo envolvido na construção e importação.

Vemos com os pontos apresentados acima que temos sim uma problemática a ser resolvida e que há uma grande demanda para a solução a ser relatada nas páginas seguintes.

1.4. Metodologia

1.4.1. Metodologia científica

Antes de iniciar qualquer estudo e propor soluções para problema em questão, temos de entender e compreender sobre as áreas relacionadas ao tema. Portanto a pesquisa possui inicialmente um caráter bibliográfico exploratório (GIL, 2012) para justamente analisar estudos realizados anteriormente que serão cruciais para nortear as decisões de design que serão feitas posteriormente.

Como temos o objetivo de “descobrir e compreender um fenômeno, um processo, ou as perspectivas e visão de mundo das pessoas envolvidas” (Merriam 2002, p.6) podemos definir que o estudo a ser realizado será qualitativo, onde mais especificamente podemos defini-lo como um estudo de caso, pois iremos restringir o estudo à somente a prótese a ser projetada e testada, permitindo assim o conhecimento amplo e detalhado deste objeto estudado (Godoy, 2005).

1.4.2. Metodologia do projeto

O projeto foi desenvolvido a partir de lições aprendidas na confecção de protótipos para prova de conceitos e possíveis soluções. Inicialmente tendo uma visão rústica de qual seria a melhor solução para o problema proposto e adquirindo-se diversos conhecimentos para se chegar no *design* final que consegue atender ao objetivo geral do projeto.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

Ao se deparar com o desafio de projetar algo para substituir a função orgânica do movimento das falanges dos dedos, um dos primeiros passos mais óbvios é justamente o estudo do funcionamento das estruturas a serem substituídas.

Conforme descrito por Amioy Kumar, Tanvir Singh Mundra e Ajay Kumar (2008), a estrutura interna da mão é um compilado de ossos, músculos, nervos e veias. São um total de 27 ossos, mas iremos nos focar nos que compõem os dedos, também conhecidos como falanges. (Amioy *et. al.*, 2008, p. 2)

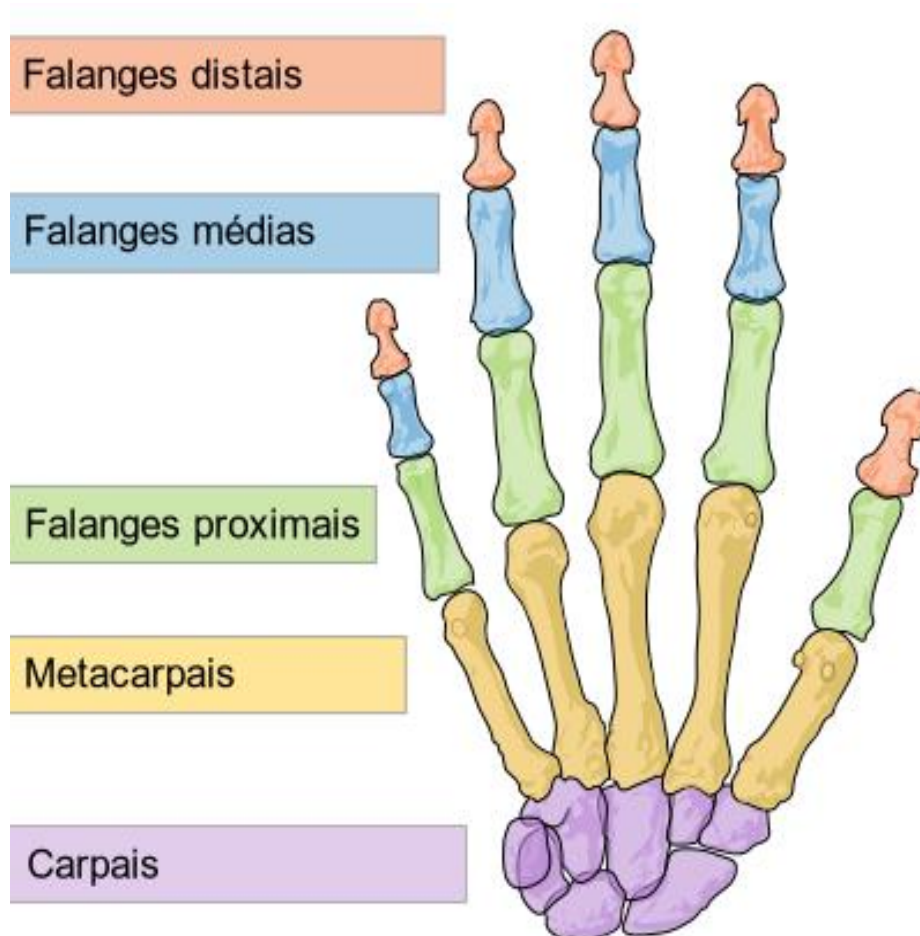


Figura 1 - Classificação dos ossos da mão humana
Fonte: <https://upload.wikimedia.org>. Acesso em 27/02/2021

Ainda dentro da categoria das falanges, podemos subdividi-las baseadas no posicionamento referente à mão (AMIOY *et. al.*, 2008, p. 2):

- I. Falanges distais: Ossos que formam as pontas dos dedos, ou seja, estão mais distantes da palma da mão;
- II. Falanges médias: Ossos posicionados entre as falanges distais e proximais;
- III. Falanges proximais: Ossos que são os mais próximos da palma da mão;

A mão também é composta de diversos músculos, nervos, vasos sanguíneos e articulações; mas outra estrutura que devemos estudar o funcionamento são os tendões.

Segundo o Dr. Strickland em seu artigo *Flexor Tendon Injuries* (Lesões no Tendão Flexor) (1995), tendões são compostos de fascículos de feixes longos, estreitos espiralados feitos de fibroblastos maduros e fibras de colágeno tipo I. Os tendões são responsáveis pela movimentação dos dedos das mãos, pois transmitem a força exercida por músculos posicionados tanto na palma da mão quanto no antebraço. Podemos fazer a seguinte classificação básica dos tendões dos dedos das mãos conforme a *British Society for Surgery of the Hand* (Sociedade Britânica para Cirurgia da Mão) em seus folhetos informativos para os pacientes:

- I. Tendões extensores: Responsáveis pela extensão dos dedos. Um tendão maior ligado à musculaturas no antebraço se une a tendões mais curtos para formar uma complicada folha de fibras de tendões que estão na parte de trás dos dedos (BSSH, 2008). Esta estrutura tem uma banda central que estende a falange média do dedo e duas bandas laterais que se unem depois para estender a falange distal. (Figura 2)

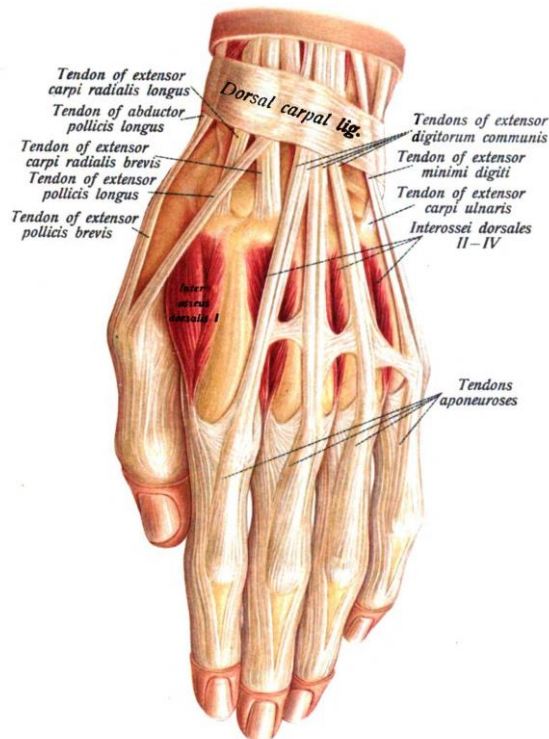


Figura 2 - Demonstrativo dos tendões extensores dos dedos

Fonte: <https://upload.wikimedia.org>. Acesso em 27/02/2021

- II. Tendões flexores: Responsáveis por flexionar os dedos. São cordas fortes e lisas que conectam os músculos do antebraço aos ossos dos dedos da mão. Cada dedo (exceto o polegar) possui dois destes tendões, que trabalham dentro de bainhas para que deslizem facilmente (BSSH, 2016). Também temos estruturas chamadas de polias para manter os tendões rentes aos ossos enquanto a flexão dos dedos é realizada.

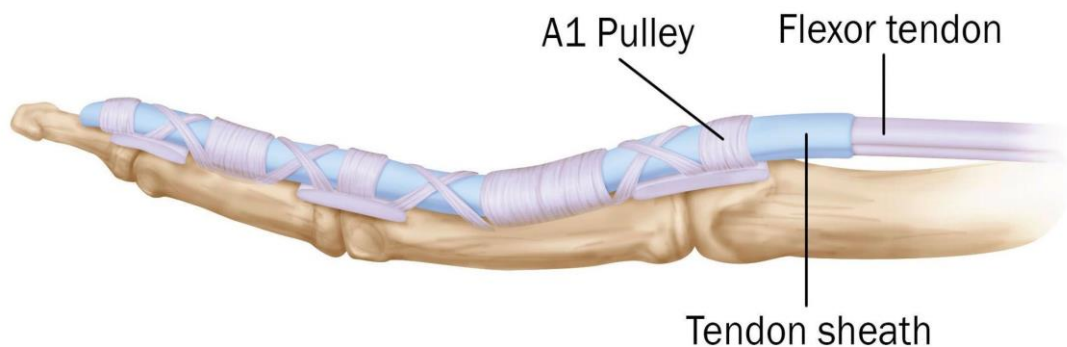


Figura 3 - Tendão flexor, bainha e polias de um dedo

Fonte: <https://sa1s3.patientpop.com>. Acesso em: 27/02/2021

Para cada componente biológico descrito acima, podemos realizar uma comparação em questão de funcionalidade com algum componente mecânico. Isso possibilita a criação de um esboço de um primeiro design de prótese utilizando as analogias:

- I. Ossos: Devido às partes componentes da prótese poderem ser de um material rígido, podemos dizer que as peças possuem também a funcionalidade dos ossos ao serem a base estrutural onde os outros componentes serão montados e propiciando a rigidez necessária em condições de aplicação de forças;
- II. Articulações: Temos algumas soluções distintas no universo da engenharia mecânica que podem possibilitar o movimento das peças que imitarão o movimento das falanges. Dentre as opções, podemos citar articulações de esfera, dobradiças ou uma simples união das peças através de um eixo;
- III. Tendões:
 - A. Flexores: Podemos dizer que um cabo é uma boa analogia para os tendões de maneira geral. Cabos têm a função de transmitir e/ou suportar forças axiais de tensão; função justamente exercida pelos tendões que transmitem a força exercida pelos músculos para os ossos.
 - B. Extensores: Apesar de um cabo também poder realizar o trabalho dos extensores, isso implicaria na necessidade de acionamento por parte do usuário para estender o dedo. Para simplificar o sistema e possibilitar que o usuário somente precise acionar a prótese para flexionar as falanges, podemos utilizar uma mola (torcional ou axial) para mantê-la na posição de descanso;

Com estas comparações em mente, podemos então realizar um primeiro esboço do produto final, com os seus principais componentes funcionais:

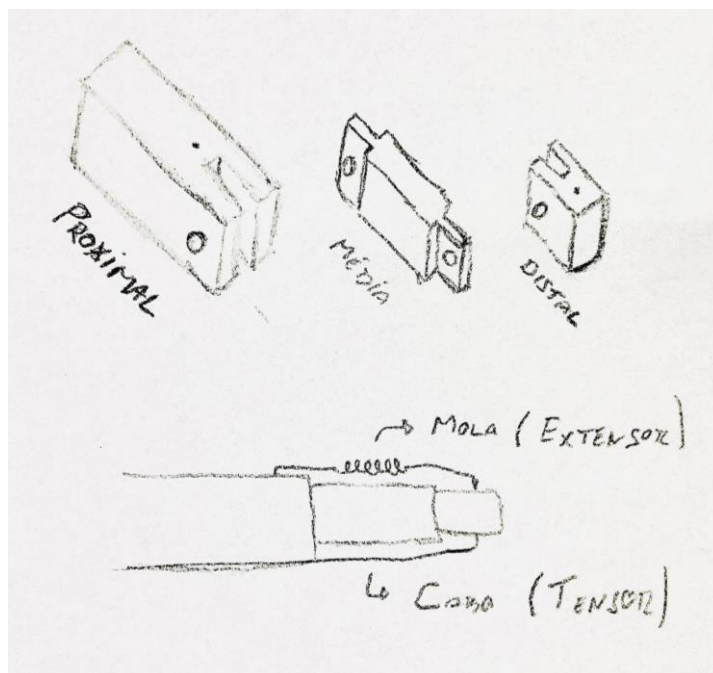


Figura 4 - Esboço inicial de prótese

Com esta breve descrição das estruturas biológicas que necessitam ser substituídas, podemos também estudar sobre um dos métodos de construção que foi utilizado para a manufatura de protótipos e peças finais: *FDM (fused deposition modeling - modelagem por deposição fundida)*.

O *FDM* é o tipo de processo de manufatura aditiva patenteado pela empresa Stratasys. Segundo o próprio site da empresa, foi criado em 1988 por S. Scott Crump, onde a ideia se originou quando ele utilizou uma pistola de cola quente para derreter plástico e derramar finas camadas para se criar uma peça assim que estas camadas resfriarem.

3. CRIAÇÃO DE PROTÓTIPOS

3.1. Estudo das soluções disponíveis no mercado

Podemos dizer que, na maioria dos campos da ciência, as pesquisas que são feitas a cada dia em laboratórios e universidades utilizam outros conhecimentos já fundamentados anteriormente. Este projeto não é diferente neste aspecto. Foi realizada a boa prática de se estudar quais são os produtos já presentes no mercado para atender a necessidade de próteses de dedos.

Foram encontradas diferentes maneiras de mitigar os problemas acarretados pela falta de uma ou mais falanges dos dedos da mão, que foram subdivididas em duas categorias diferentes:

3.1.1. Próteses estéticas não funcionais

Usualmente são peças feitas em silicone que são moldadas baseadas nos dedos que o próprio usuário ainda possui, com a adição de uma unha artificial feita de resina. Esta peça de silicone é pintada de maneira artesanal para que se tenha uma similaridade muito grande com um dedo humano.



Figura 5 - Prótese não funcional de silicone

Fonte: <https://ortopediagonzalez.com.br>. Acesso em: 03/06/2021

Tal como a própria classificação define, essas próteses têm como foco imitar um dedo humano e levar as outras pessoas a acreditar que o usuário não possui uma

deficiência desta natureza, indiretamente impactando positivamente no psicológico do próprio usuário.

Usualmente este tipo de prótese possui um custo elevado devido ao nível de habilidade necessário tanto na moldagem quanto na pintura da prótese. Além de somente servir como uma prótese somente estética e não possuir movimentos imitando a movimentação de um dedo humano comum.

3.1.2. Próteses funcionais

Existem algumas empresas internacionais que produzem próteses funcionais, mas são localizadas fora do Brasil, muitas vezes não sendo possível importar tal produto. Ainda caso consiga-se importar a prótese, nos deparamos com outros dois problemas que são o custo elevado (impostos de importação e frete) e a dificuldade de conseguir uma assistência técnica caso haja algum problema em questão de ajuste ou conserto do produto.

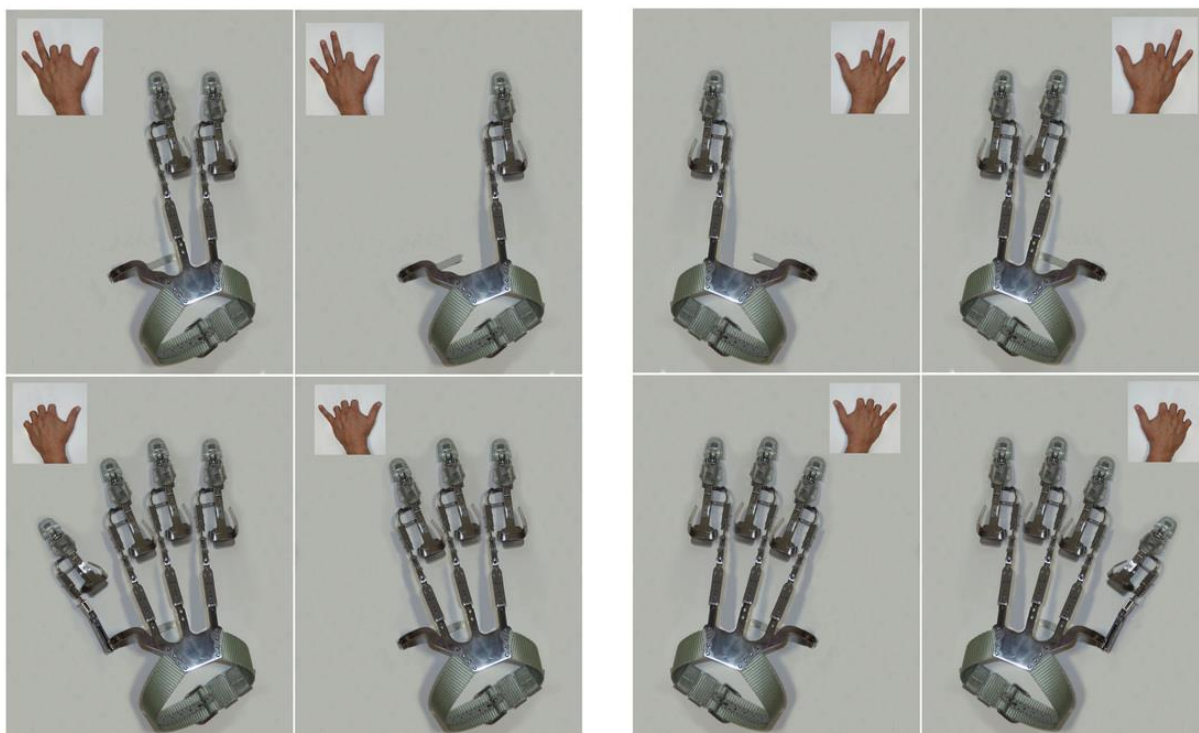


Figura 6 - Próteses funcionais X-Finger
Fonte: <https://www.x-finger.com>. Acesso em 17/03/2021

3.1.3. Solução impressão 3D

Também foi encontrada uma terceira via na pesquisa sobre quais as possibilidades existentes no mercado, que seria a criação de uma prótese customizada através da manufatura aditiva de peças utilizando uma impressora 3D.



Figura 7 - Prótese impressa - *Danger Finger*

Fonte: <http://dangercreations.com>. Acesso em 17/03/2021

Este *design* foi feito pelo estadunidense Nicholas Brookins, arquiteto de *software* na nuvem que disponibilizou o projeto de maneira *open-source* para ser parametrizado através de dados sobre o usuário.

O acionamento via um cabo preso através de uma haste no pulso do usuário e o retorno por um elástico de também serviram como inspiração para os protótipos a serem desenvolvidos durante o projeto.

3.2. Medições e demarcações pré-projeto

Antes do início do desenvolvimento, foram realizadas medições dos dedos das mãos do autor para servirem como base do projeto. Tanto para ajustar o encaixe entre o coto e a prótese, quanto para termos uma medida alvo das falanges da prótese a

ser produzida. Abaixo vemos quais foram as demarcações realizadas na mão não acidentada (figura 8):



Figura 8 - Demarcações para medição dos dedos

Com estas medições, foi possível iniciar o desenvolvimento dos primeiros protótipos utilizando o *software* Autodesk Inventor Professional 2019. Nestes primeiros protótipos, tinha-se em mente a manufatura da prótese utilizando a usinagem em peças de alumínio. Foi utilizada esta abordagem para atingir um dos objetivos do projeto que é o conforto da prótese, utilizando o alumínio devido à sua densidade ser relativamente baixa em relação a outros metais mais utilizados comercialmente.

3.3. Primeiro *design* em CAD

Este primeiro *design* (figuras 9 e 10) realizado em software de CAD (*Computer Aided Design* - Projeto Auxiliado por Computador) foi desenvolvido utilizando um conceito onde um tubo de material polimérico iria realizar o trabalho de guiar o cabo da prótese desde a parte superior perto das costas da mão até a parte inferior guiando através de um parafuso furado na falange média. Visando também a facilidade de usinagem da peça final, é evidente a grande quantidade de ângulos retos e pouca preocupação com a aparência final da peça.

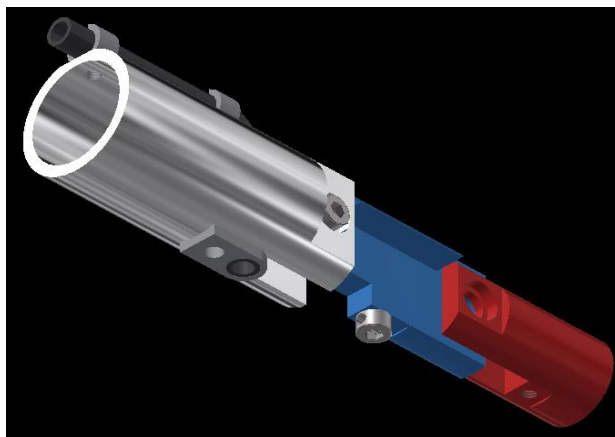


Figura 9 - Primeiro design em CAD - Vista traseira

O desenvolvimento deste *design* se mostrou crucial para já demonstrar alguns dos desafios que o projeto viria a apresentar durante todo o seu desenvolvimento:

- Tamanho relativamente diminuto de subcomponentes, tais como parafusos M3 e eixos de diâmetro de 5mm;
- Dificuldade de rota de cabo ligando a flange distal ao dispositivo preso na mão do usuário;
- Posicionamento de componente com função do tendão extensor (mola);
- Preocupação com cantos vivos para evitar acidentes;

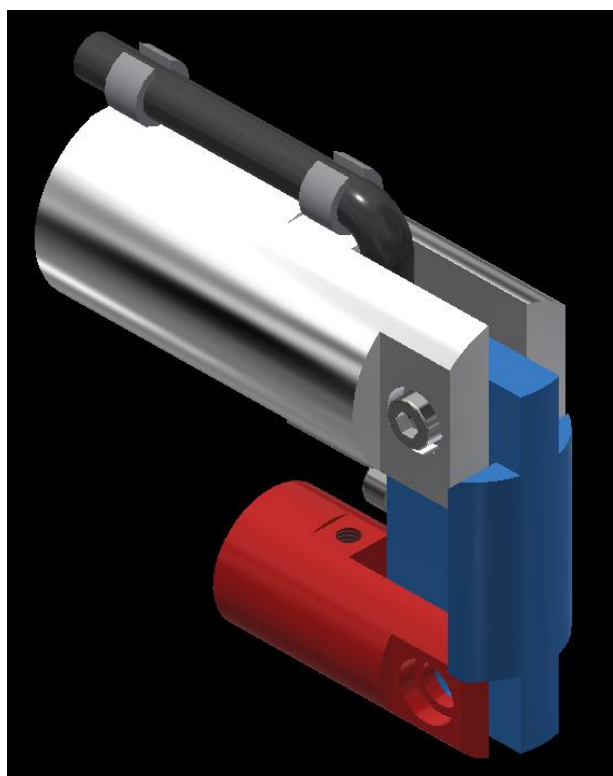


Figura 10 - Primeiro design em CAD - Vista frontal em dobra

3.4. Primeiro protótipo físico

Com a finalidade de prova de conceito, foi criado um protótipo físico (figuras 8 e 9) para se testar caso realmente é possível a movimentação de ambas as falanges distal e média a partir de uma força exercida por um cabo tracionado próximo à falange proximal. Este protótipo consiste basicamente por:

- Peças em madeira representando as falanges;
- Tubo aberto de alumínio para servir como fim de curso de retorno das peças em madeira;
- Linha de costura de tapeceiro ligando a parte inferior da falange distal à parte superior da falange proximal;
- Mola posicionada na parte superior do protótipo com função de retorno para a posição ereta da prótese (tendão extensor);
- Tubulação em borracha de irrigação para direcionamento da linha até atravessar a falange proximal;
- Elementos fixadores - Parafusos e fita adesiva;



Figura 11 - Primeiro Protótipo - Posição ereta

Podemos considerar que o objetivo proposto por este primeiro protótipo foi concluído com sucesso (Armonas, L. Movimento Protótipo 01.MOV, 18s), pois foram realizados diversos movimentos de ambas as falanges somente com a tração do cabo. Alguns dos tópicos que foram aprendidos com este protótipo foram sobre o posicionamento da mola e possíveis problemas gerados com o posicionamento

exposto (peça desloca-se da posição necessária para funcionamento e pinçamento pela mola com o movimento de contração da mesma).



Figura 12 - Primeiro Protótipo - Posição em dobra

3.5. Segundo *design* em CAD

O segundo design (Figuras 10, 11 e 12), trouxe diversas melhorias em relação ao primeiro:

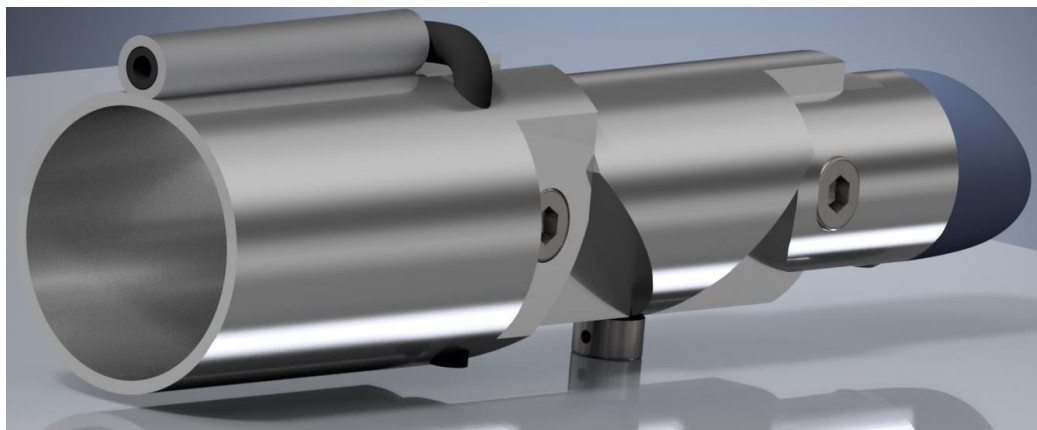


Figura 13 - Segundo *design* em CAD - Vista traseira

- Rota de cabeamento passando através da falange proximal, assim ganhando alguns milímetros de espaço útil para a articulação da falange média;
- Arredondamento de arestas para fins de segurança, estéticos e funcionais;
- Criação da ponta da falange distal em silicone para melhor aderência ao se pegar objetos com a prótese (figura 11);

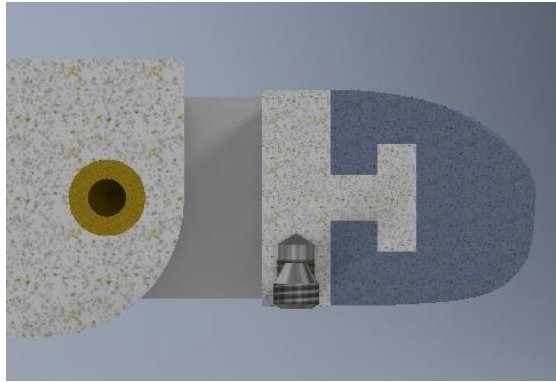


Figura 14 - Segundo *design* em *CAD* - Detalhe falange distal

- Eixo em bronze fixado com parafusos visando baixo coeficiente de atrito nas articulações (figura 12);

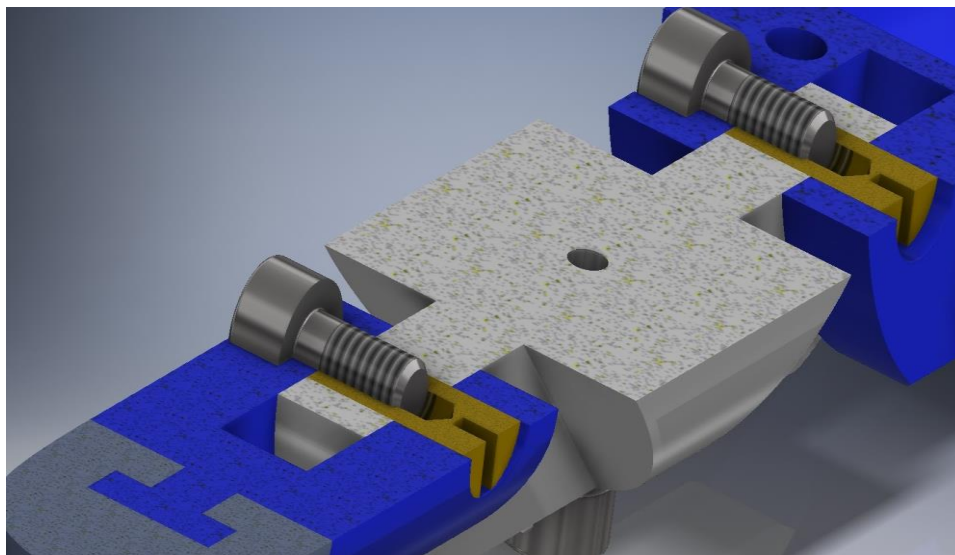


Figura 15 - Segundo *design* em *CAD* - Detalhe eixos em bronze

3.6. Protótipos físicos 2 e 3

Foram confeccionados outros dois protótipos antes de um novo *design* em *CAD* para testar fisicamente a viabilidade e funcionamento de dois novos conceitos para o produto final.

O protótipo físico 2 visou testar a estratégia em utilizar uma angulação de 45° na parte inferior das peças que compõem as falanges (figura 13). Com isso temos uma maior facilidade ao depois se usinar a peça final se compararmos com o *design* em *CAD* com uma nervura central.



Figura 16 - Segundo protótipo físico

Já o protótipo físico 3 visou testar a possibilidade de se utilizar pequenas chapas fixadas lateralmente como uma espécie de dobradiça para realizar o movimento de articulação entre as falanges, aproveitando o resultado satisfatório do protótipo anterior ao utilizar os ângulos de 45°



Figura 17 - Terceiro protótipo físico

A solução de se utilizar as dobradiças laterais traz uma maior facilidade na produção das peças das falanges e também das próprias dobradiças. Foi descartada a necessidade da usinagem de reentrâncias para o encaixe entre as falanges e o corte a laser das peças das dobradiças possibilita uma produção de maneira exata e seriada.

3.7. Terceiro *design* em CAD

Foi realizada uma alteração de conceito baseada no terceiro *design* para se adequar à estratégia de dobradiças laterais exploradas no último protótipo físico.



Figura 18 - Terceiro *design* em CAD - Vista frontal

Dentre as principais melhorias implementadas neste design, podemos citar:

- Definição do posicionamento da mola de retorno interno à prótese (Figura 19);

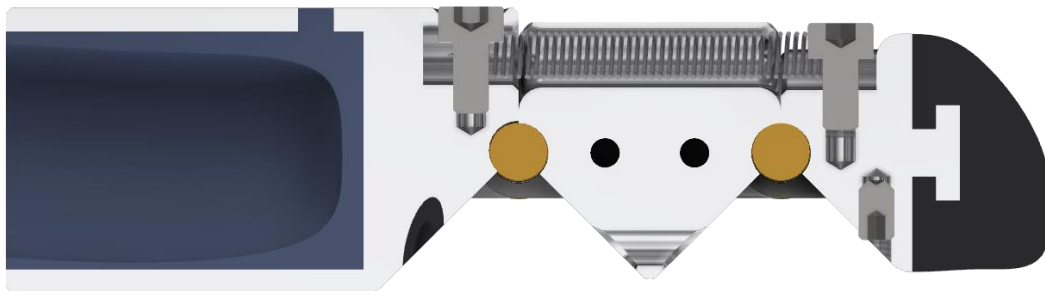


Figura 19 - Terceiro *design* em CAD - Vista em corte lateral

- Implementação do conceito de ângulos de 45° para a dobra da prótese juntamente com a utilização de dobradiças laterais;
- Padronização de elementos fixadores, utilizando 2 parafusos diferentes de prateleira;
- Alinhamento de rota do cabo tensionador abaixo da prótese;
- Aplicação do conceito de luva de silicone moldado alinhada e presa através de 3 furos na lateral da falange distal da prótese (Figura 19 e Figura 20);

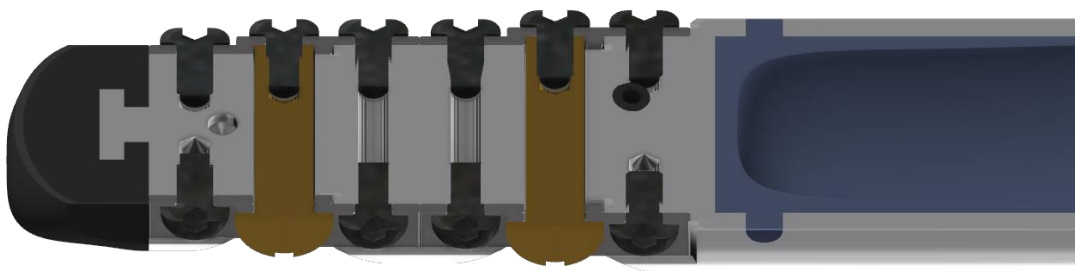


Figura 20 - Terceiro *design* em CAD - Vista em corte Longitudinal

Após o desenvolvimento deste *design*, foi adquirida uma impressora 3D para facilitar a confecção de protótipos e validação de novas ideias. Essa decisão se provou crucial para acelerar o desenvolvimento do projeto e redução de futuros custos em manufatura de protótipos utilizando a usinagem.

A impressão do terceiro *design* (figura 21) evidenciou alguns pontos de melhoria para o design final:

- A solução de conduzir o cabo através de um tubo até a base da falange proximal se mostrou limitadora da quantidade de movimento final da falange distal ao dobrar o coto;
- A eficácia da utilização de cola instantânea como elemento de fixação das dobradiças laterais no corpo da prótese foi comprovada. Eliminando a necessidade de parafusos para esse fim;
- *Design* das dobradiças laterais feito não considerando o material plástico para a construção, provando ser frágil para a espessura de 1mm;
- Peça não estética, não apresentando uma fluidez entre as falanges;



Figura 21 - Terceiro *design* impresso - Ambos lados

4. PRODUTO FINAL

4.1. Prótese

O protótipo impresso demonstrou que é possível produzir a prótese inteiramente feita com o material utilizado pela impressora 3D, o *PLA* (*Polylactic acid* - Políácido Láctico), pois os componentes com uma espessura de parede acima de 1,5mm se provaram resistente o suficiente para os esforços envolvidos na prótese.

Com o processo de manufatura aditiva em mente como sendo o método de fabricação da peça, podemos utilizar algumas geometrias de peças (por exemplo furos curvos) que não são trivialmente concebíveis por métodos tradicionais de usinagem. Assim temos mais opções e flexibilidade para o desenvolvimento do produto final (figura 22).

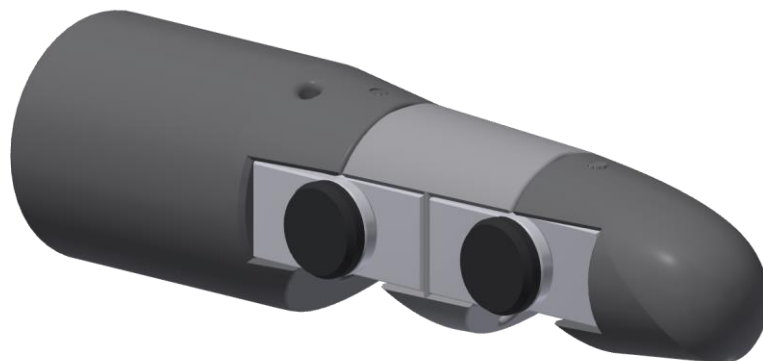


Figura 22 - Prótese final - CAD frontal direito

Devido a troca de método de manufatura, foi feito um desenvolvimento do zero do novo *design* em *CAD* tendo em mente a parametrização de diversas dimensões a fim de facilitar uma futura adaptação do projeto para novos clientes. Isso possibilita que com a simples alteração de parâmetros, podemos alterar uma ou mais peças da prótese. As principais medidas que seriam utilizadas para realizar essa modificação seriam justamente o diâmetro e comprimento do coto e do dedo modelo do usuário.

A fim de se reduzir o número de componentes a serem utilizados na prótese, foi eliminada a necessidade de parafusos de fixação do projeto, utilizando cola instantânea para a fixação das dobradiças laterais. Isso gerou uma problemática ao se posicionar estas peças, pois com o *design* anterior tínhamos a possibilidade de fixar as dobradiças deslocadas no sentido axial da prótese. Ou seja, a possibilidade de ambas apresentarem um desalinhamento em função do espaço onde os eixos se posicionam, causando uma fricção indesejada entre a falange média e o eixo. Para se contornar esse problema, foi criada uma aleta de ambos os lados da falange média para determinar o posicionamento axial das dobradiças (figura 23).

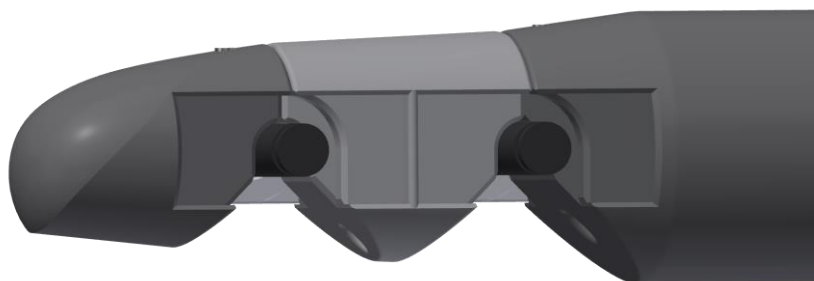


Figura 23 - Prótese final - Detalhe aleta lateral

A retirada dos parafusos fixadores do projeto também trouxe outros dois desafios para o projeto: Fixação dos eixos e fixação da mola central. Em ambas as situações, também eram utilizados parafusos para mantermos estes componentes no lugar e que não seriam facilmente solucionados com a utilização de cola instantânea. Para a fixação da mola, foi utilizado um simples pedaço de fio ou arame de diâmetro de 1,5mm e comprimento de 9,0mm inserido em um furo impresso nas falanges distal e proximal demonstrado na figura 24. A própria carga em que a mola é montada na prótese é suficiente para gerar um atrito entre o fio e a peça impressa, evitando que o fio deslize para fora do furo.

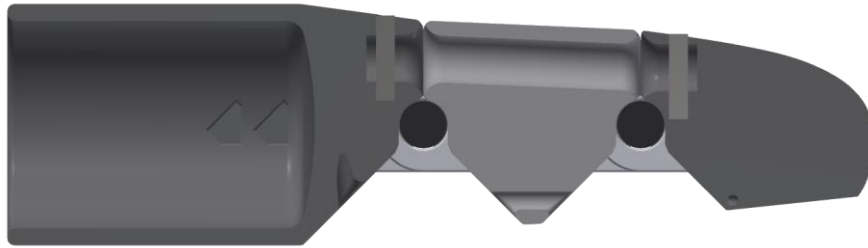


Figura 24 - Prótese final - Corte Latitudinal

Para se tratar a questão de fixação dos eixos aliada ao desejo de se ter a maior quantidade de componentes impressos e não comprados, decidiu-se utilizar uma espécie de anel elástico impresso que se encaixa em um sulco próximo à extremidade do eixo (figura 25). Devido a natureza dos movimentos realizados pela prótese serem exclusivamente no sentido de rotação do eixo e não apresentarmos grandes esforços no sentido de extrair o eixo das dobradiças, esta solução se provou muito eficaz e não foram observados casos de desmontagem indesejada com o uso comum da prótese.

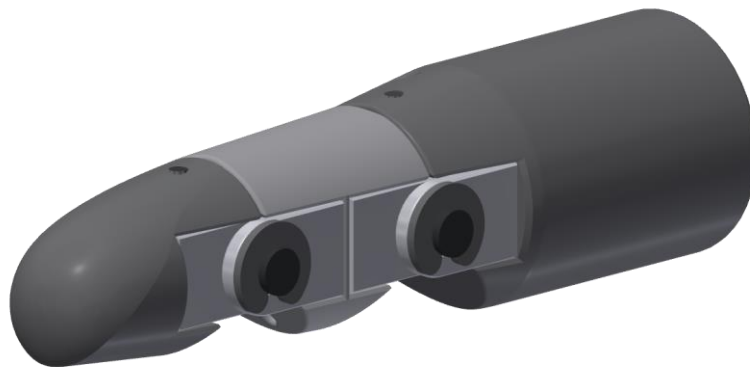


Figura 25 - Prótese final - CAD frontal esquerdo

Devido à diferença entre propriedades mecânicas dos metais que seriam utilizados no *design* anterior da prótese, foi necessário um aumento de espessura mínima de componentes críticos como as dobradiças laterais e a falange proximal para valores de 2,0mm e 1,5mm respectivamente.

Com a facilidade de produção de geometrias complexas com a manufatura aditiva, o *design* como um todo foi pensado de maneira a ser mais estético, mantendo a funcionalidade. Assim foram eliminadas as transições abruptas entre as falanges, fazendo com que o diâmetro externo onde há o encontro entre duas falanges seja o mesmo (transição fluida). Também se criou um furo curvo na falange distal (figura 26) por onde se passa o cabo tracionador da prótese, facilitando o trabalho com o cabo duplo indo e voltando pela mesma via.

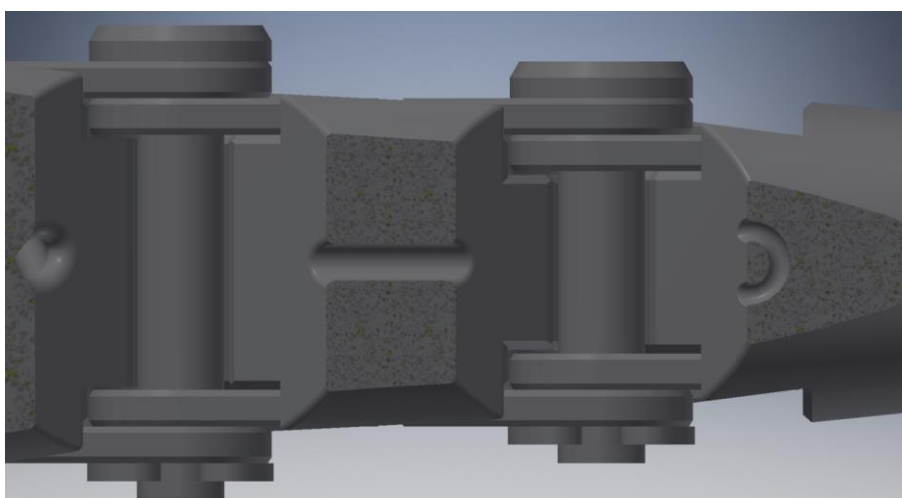


Figura 26 - Prótese final - Detalhe rota de cabo tracionador

4.2. Manopla

Para o acionamento da prótese, temos que ancorar na mão do usuário um ponto para se fixar o cabo tracionador de forma que não se mova junto com o movimento do coto. Assim, quando o usuário abaixa o coto, isso se transforma em uma tração no cabo para vencer a força elástica da mola e conseguir puxar tanto a falange distal quanto a média no movimento de rotação em relação a ambos os eixos.

Para essa peça, foi considerado o conforto de ajuste por tiras de velcro ao redor da palma da mão do usuário para fixação junto ao dorso da mão e também uma tira de velcro ao redor do pulso para evitar o deslizamento da manopla (figura 27).



Figura 27 - Manopla - Tiras de velcro para ajuste

Algo que se provou crucial também no desenvolvimento da manopla foi justamente o posicionamento do ponto de ancoragem do cabo tracionador. Caso tenhamos um ponto de ancoragem no meio do dorso da mão, foi concluído que o movimento do coto não proporciona o deslocamento suficiente para tracionar a amplitude total da prótese. Isso é solucionado ao se fixar esse ponto de ancoragem fora do dorso da mão no sentido do coto, posicionando entre os ossos das falanges proximais. Visando a solução deste problema, foi necessário o desenvolvimento de uma maneira criar uma haste que possibilite uma regulagem do quão distante queremos que este ponto de ancoragem seja da mão do usuário (figura 28).

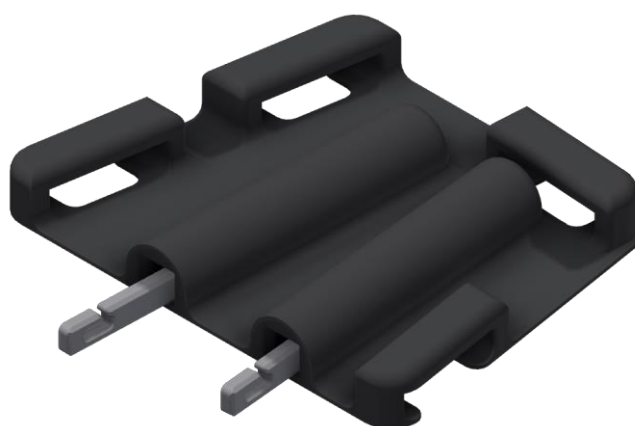


Figura 28 - Manopla com hastes - Visão dorsal

Esta haste trabalharia deslizando em um furo quadrado posicionado no dorso da manopla juntamente com um sistema de travamento em posições especificadas por cavidades na parte inferior da manopla, quantizando assim em quais localidades podemos fixar as hastes (figura 29).

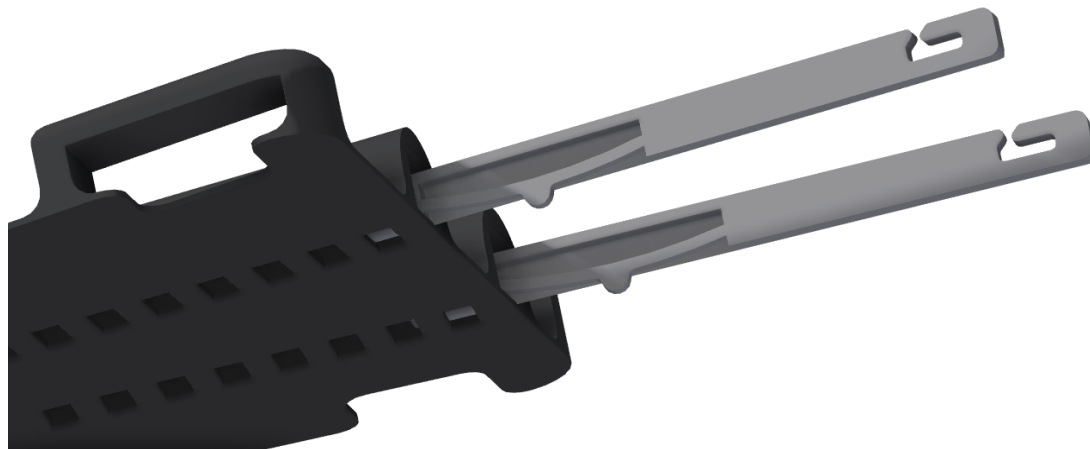


Figura 29 - Manopla com hastes - Detalhe cavidades e haste em corte

Para conseguirmos chegar a um sistema que faça o travamento das hastes, mas que também consiga deslizar através do furo em que ele fica localizado, foi utilizada uma estratégia de um *compliance mechanism* (mecanismo compatível). Esse tipo de mecanismo se trata de uma peça que possui uma área elasticamente deformável para exercer uma força. Conseguiu-se esse comportamento com um arco de 1,0mm de espessura com uma pequena protuberância que se encaixa nos sulcos da manopla. Para se chegar no melhor posicionamento, espessura e raio deste arco, foram impressos diferentes corpos de prova a fim de testar qual configuração apresentaria as melhores propriedades plásticas e durabilidade. Podemos ver que os corpos de prova 01 e 02 na figura 30 apresentaram uma fratura no arco e o corpo de prova 03 começou a se deformar plasticamente após alguns ciclos de trabalho. Foi então aprovado o corpo de prova 04, que podemos ver o detalhe em corte na figura 29.

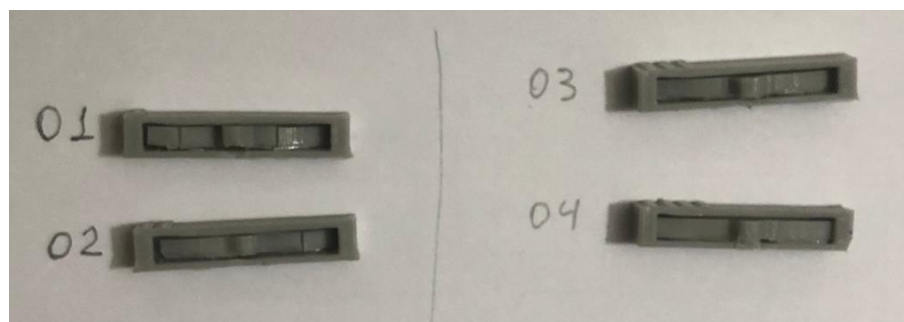


Figura 30 - Corpos de prova de mecanismo compatível

4.3. Impressão da prótese

Com a definição do método de fabricação da peça, podemos tomar algumas decisões no momento da criação da prótese para minimizar alguns aspectos negativos da impressão 3D *FDM*. Um destes pontos negativos é atrelado justamente ao fato de construirmos a peça por deposição de diversas camadas consecutivas. Caso não haja material para servir como uma base para a próxima camada, a impressão irá depositar material no ar, podendo causar a falha da peça. Temos duas maneiras diferentes de se tratar esse problema:

- Utilização de material de suporte calculado no *software* (fatiador) que realiza o cálculo dos movimentos da impressão 3D, ou seja, a inclusão de um material para servir como base onde há camadas a ser impressas no ar. Este material é incluso de uma forma que se é facilmente destacado da peça para ser descartado posteriormente. Usualmente busca-se utilizar a mínima quantidade de material de suporte para aumentar a
- *Design* da peça com redução de áreas que necessitam de material de suporte. Caso tenhamos áreas onde o caminho a ser percorrido pela cabeça de impressão for uma linha reta menor que 15mm, podemos dispensar o uso de suportes. Também podemos fazer isso em áreas com uma angulação de projeção (*overhang angle*) menor que 50° em relação ao plano perpendicular à superfície de impressão, pois garantimos uma boa qualidade de impressão nessas áreas.

Conseguimos adotar ambas as estratégias mencionadas acima, juntamente com o posicionamento angular estratégico das peças na mesa de impressão (figura 31) para conseguir chegar a uma taxa de suporte por volta de 6,1% em relação ao total de material gasto no projeto de impressão, como demonstrado na tabela 1 (somatória das linhas *Support* e *Support Interface*):

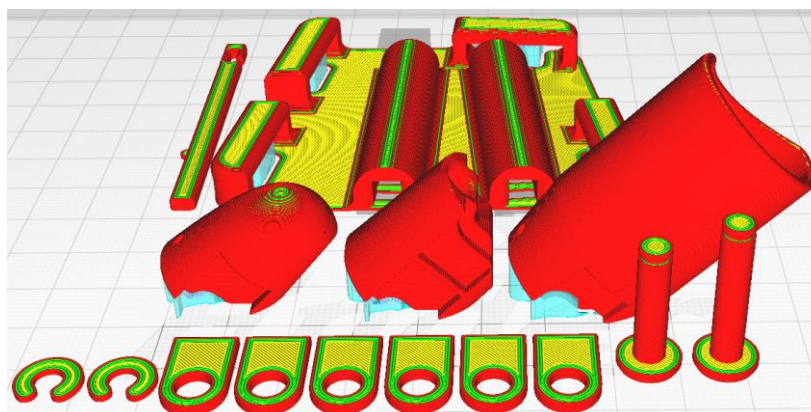


Figura 31 - Posicionamento de peças na mesa de impressão

Impressão todas as peças ao mesmo tempo:							
	Processo	Tempo (HH:MM)	Custo tempo	% Tempo	% Material	Peso Material	Custo Material
Processos de gasto material em verde	Infill	00:09	R\$ 0,021	2,83%	3,9%	1,08	R\$ 0,130
	Inner Walls	01:33	R\$ 0,213	29,25%	40,6%	11,17	R\$ 1,340
	Outer Wall	00:58	R\$ 0,133	18,24%	25,3%	6,97	R\$ 0,836
	Retractions	00:47	R\$ 0,108	14,78%			
	Skin	00:54	R\$ 0,124	16,98%	23,6%	6,48	R\$ 0,778
	Skirt	00:01	R\$ 0,002	0,31%	0,4%	0,12	R\$ 0,014
	Support	00:12	R\$ 0,028	3,77%	5,2%	1,44	R\$ 0,173
	Support Interface	00:02	R\$ 0,005	0,63%	0,9%	0,24	R\$ 0,029
	Travel	00:42	R\$ 0,096	13,21%			
	Total	05:18	R\$ 0,729	100,00%	100,0%	27,5	R\$ 3,300
	Porcentagem do tempo com gasto em material:			72,01%			

Tabela 1 - Cálculo de custos para impressão

Estes cálculos de custos foram realizados utilizando dados que o próprio software fatiador nos fornece da quantidade em gramas de polímero a ser utilizado na produção das peças e também os seguintes dados:

- Custo de matéria prima - R\$ 0,12 por grama.
- Potência média gasta pela impressora 3D Ender 3 - 150 W.
- Preço médio do KWh calculado baseado nas faturas de fevereiro, março e abril de 2021 (empresa CPFL em Campo Limpo Paulista) - R\$0,9175 por KWh.

Assim conseguimos estimar o custo de produção para uma prótese de um dedo em R\$4,03; onde R\$0,73 seriam referente ao tempo de impressão onde o

equipamento estaria consumindo energia elétrica e R\$3,30 seriam referente à matéria prima gasta.

4.4. Resultado final

Podemos ver nas figuras a seguir (figura 32 e 33) a prótese já pronta, montada e “vestida”. Ela apresenta os movimentos desejados de dobra em ambos os eixos ao se dobrar o coto e o retorno acionado pelas molas aloçadas internamente. Estes movimentos podem ser observados no vídeo referenciado (Armonas, L. Demonstração Prótese, 30s) e podemos concluir que os objetivos gerais definidos para o projeto foram cumpridos.



Figura 32 - Composição de imagens da prótese pronta



Figura 33 - Composição de imagens mostrando a prótese dobrada

5. POSSÍVEIS MELHORIAS DE PROJETO

Apesar dos objetivos serem alcançados, ao longo do projeto foram identificados alguns pontos que poderiam ser implementados para a melhoria da prótese:

5.1. Luva de silicone para acoplamento no coto

Atualmente não temos uma interface maleável entre o coto do usuário e a prótese feita de um polímero rígido. Uma possível melhoria para conseguirmos um melhor conforto para o usuário ao longo do dia é incluir uma luva de silicone moldado entre o dedo e a prótese. Como o silicone de uso seguro para estar em contato com a pele humana tem uma cura por volta de 24 horas, isso impossibilita realizarmos esta luva usando diretamente o coto do usuário.

Para isso foram estudadas diversas maneiras de conseguir uma cópia fiel ao coto do usuário para ser utilizada na criação desta luva de silicone. Conseguimos ver na figura 34 alguns dos métodos utilizados: matriz realizada diretamente no gesso, matriz feita a partir de faixa gessada enrolada em volta do coto, molde feito a partir de chumbo fundido, molde em gesso e molde em silicone.



Figura 34 - Estudos de molde do coto médio

Justamente para conseguirmos um alinhamento entre a prótese e a luva e também um melhor acoplamento, foram já incluídas quatro características em baixo

relevo na parte interna da falange proximal (podemos notar na figura 24). O formato foi pensado justamente para evitar a necessidade de suportes durante a impressão da peça e também que somente uma posição houvesse o encaixe entre a prótese e a luva.

5.2. Interface de conforto entre a manopla e dorso da mão

Também visando uma melhoria no conforto ao se utilizar a prótese, também poderá ser criado um molde impresso em 3D que será utilizado para criar uma camada de silicone de interface entre a manopla e o dorso da mão do usuário. De maneira similar à inclusão de características de alinhamento entre a prótese e a luva de silicone, podemos ver nas figuras 28 e 29 que temos reentrâncias localizadas abaixo dos pontos de fixação das tiras de velcro para servirem também com alinhamento desta interface de silicone.

5.3. Melhoria no coeficiente de atrito da falange distal

Ao serem realizados testes com diferentes materiais, foi observado que é difícil segurar utilizando a ponta da prótese materiais que apresentem baixo coeficiente de atrito juntamente com o plástico rígido de que é composta a prótese. Para se contornar este problema, podemos criar no projeto algumas ranhuras similares a impressão digital na parte inferior da falange distal ou aplicar o conceito de ponta moldada em silicone demonstrada nas figuras 19 e 20.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao analisar o objetivo proposto inicialmente por este projeto, vemos que ele foi concluído com êxito. Temos hoje uma prótese com uma movimentação similar à um dedo humano cujo acionamento é realizado através do próprio coto do usuário. Este projeto pode ser escalado para se tornar um produto comercial com potencial de mercado, pois vimos durante a justificativa do projeto que se trata de um problema recorrente tanto em âmbito nacional, quanto internacional. E a própria parametrização de medidas no *software* de *CAD* facilitará a criação de novas próteses com medidas customizadas para outros clientes.

Este trabalho comercial poderá ser desenvolvido com um foco em auxiliar as pessoas que passaram por este terrível trauma em suas vidas, buscando não explorar por meio de lucros exorbitantes, mas sim cobrar um preço justo tanto para o cliente final, quanto para o desenvolvedor do produto. A melhor maneira de se utilizar o conhecimento científico é em prol de uma vida melhor das pessoas e da sociedade.

Durante este quase um ano de desenvolvimento de projeto, também podemos afirmar que uma enorme bagagem de conhecimento foi adquirida nas mais diversas áreas do conhecimento:

- Conhecimento superficial da anatomia da mão humana. Justamente o entendimento de quais são os mecanismos envolvidos em um movimento comum para todas as pessoas e realizado de maneira automática. Qual é o impacto de uma amputação traumática e quais são os desafios do corpo humano para minimizar estes efeitos negativos.
- Metodologia de desenvolvimento de produto através de protótipos. Ao serem desenvolvidos diferentes protótipos, podemos testar e validar ideias que poderão ou não fazer parte do produto final.
- Conhecimento avançado do software de CAD - Autodesk Inventor Professional 2019. Justamente para se modelar digitalmente os protótipos que serão manufaturados, foram precisos meses de estudo e treino no

software para se alcançar os resultados desejados, tanto de maneira estética quanto de maneira funcional e prática (parametrização de medidas).

- Conhecimento profundo de impressão 3D pelo método de *FDM*.
Para se alcançar resultados consistentemente satisfatórios e confiáveis na impressão de peças em 3D, também foram necessários meses de estudo dos mais diversos parâmetros que servem como entradas no *software* fatiador e as regulagens do próprio equipamento de impressão 3D.

Estes últimos três pontos já foram utilizados em projetos menores para a impressão de peças funcionais para uso caseiro (dispositivo antigotejamento para torneira, armadilha de luz ultravioleta para mosquitos, etc.) e empresarial (tampão hidráulico com rosca especial), provando o valor do conhecimento adquirido durante o desenvolvimento deste projeto; que poderá ser utilizado para inúmeros outros futuros desafios.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

GIL, Antônio Carlos. Métodos e técnicas de pesquisa social / Antônio Carlos Gil. 6. Ed. – 5. Reimpr. - São Paulo: Atlas, 2012.

GODOY, ARILDA S.; Refletindo Sobre Critérios de Qualidade da Pesquisa Qualitativa. *Gestão.Org*, v. 3, n. 2, p. 10. Mai. / Ago. 2005. Disponível em: <http://www.revista.ufpe.br>. Acesso em: 05 maio 2018. ISSN 1679-1827.

CAELLI, K.; **RAY**, L.; **MILL**, J. "Clear as Mud": Toward greater clarity in generic qualitative research. *International Journal of Qualitative Methods*, v. 2, n. 2, 2003. Disponível em http://www.ualberta.ca/~iiqm/backissues/2_2/html/caellietal.htm. Acesso em: 05 maio 2018.

LINCOLN, Y, S; **GUBA**, E. G. Paradigmatic controversies, contradictions, and emerging confluences. In: Denzin, N. K.; **LINCOLN**, Y. S. (ed) *Handbook of qualitative research*. 2en ed Thousand Oaks, CA: Sage, 2000.

MERRIAM, S.B.; *Qualitative research in practice: examples for discussion and analysis*. San Francisco: Jossey-Base, 2002.

KUMAR, A.; **Mundra**, T.S.; **Kumar**, A. *Hand Anatomy*, 2008. Disponível em <http://www4.comp.polyu.edu.hk/~csajaykr/myhome/file/HandAnatomy.pdf>. Acesso em 13 de abril de 2021.

VILLARREAL, M. R., 2007. Ilustração disponível em https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/f/f8/Scheme_human_hand_bones-pt.svg/2127px-Scheme_human_hand_bones-pt.svg.png. Acesso em 27 de fevereiro de 2021.

SOBOTTA, J., 1909. Litografia disponível em https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/50/Hand_anatomy.jpg. Acesso em 27 de fevereiro de 2021.

LEVERSEDGE, F. J.; ROHDE R., 2018. Ilustração disponível em <https://sa1s3.patientpop.com/assets/docs/108265.pdf>. Acesso em 27 de fevereiro de 2021.

STRICKLAND, J.W.; *Flexor Tendon Injuries: I. Foundations of Treatment*, 1995. Disponível em https://journals.lww.com/jaaos/Fulltext/1995/01000/Flexor_Tendon_Injuries_I_Foundations_of.6.aspx. Acesso em 13 de abril de 2021.

BRITISH SOCIETY FOR SURGERY OF THE HAND; *Flexor tendon injury's Information Leaflet*, 2016. Disponível em https://www.bssh.ac.uk/userfiles/pages/files/Patients/Conditions/Trauma/flexor_tendon_injury_2016.pdf. Acesso em 27 de fevereiro de 2021.

BRITISH SOCIETY FOR SURGERY OF THE HAND; *Extensor tendon injury's Information Leaflet*, 2008. Disponível em https://www.bssh.ac.uk/userfiles/pages/files/Patients/Conditions/extensor_tendon_injury_2.pdf. Acesso em 27 de fevereiro de 2021.

STRATASYS; *A look at how the industry began*. Disponível em <https://www.stratasys.com/explore/article/3d-printing-history>. Acesso em 05 de abril de 2021.

ORTOPEDIA GONZALEZ - PGM & PGP, 2016. Imagem disponível em https://ortopediagonzalez.com.br/wp-content/uploads/2021/02/27012016-IMG_0677.jpg. Acesso em 03 de Junho de 2021.

DIDRICK MEDICAL INC; *Changing Lives One Hand at a Time*, 201-. Imagem disponível em <https://www.x-finger.com/1-4-fingers.html>. Acesso em 17 de março de 2021.

BROOKINS, N.; *Prosthetics*, 2016. Imagem disponível em <http://dangercreations.com/prosthetics/>. Acesso em 17 de março de 2021.

ARMONAS, L.; Movimento Protótipo 01.MOV, 2020 (18s). Disponível em <https://drive.google.com/file/d/1rbSU0SC1D7pXDKwUrJa2QWjHo0n4cBgw/view?usp=sharing>. Acesso em 18 de setembro de 2020.

ARMONAS, L.; Demonstração Prótese, 2020 (30s). Disponível em <https://youtu.be/RZiucM7zev4>. Acesso em 24 de maio de 2020.