

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**CAROLAI MAYARA FABRIS**

**MODELAGEM E ANÁLISE DE TENSÃO PARA PRÓTESE DE MÃO**

**PATO BRANCO**

**2022**

**CAROLAI MAYARA FABRIS**

**MODELAGEM E ANÁLISE DE TENSÃO PARA PRÓTESE DE MÃO**

**Modeling and stress analysis for hand prosthesis**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentada como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).  
Orientador: Dr. Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues

**PATO BRANCO**

**2022**



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

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

**CAROLAI MAYARA FABRIS**

**MODELAGEM E ANÁLISE DE TENSÃO PARA PRÓTESE DE MÃO**

Trabalho de conclusão de curso de graduação  
apresentada como requisito para obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade  
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).  
Orientador: Dr. Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues

11 de agosto de 2022

---

Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Diego Rizzotto Rossetto  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Maria Nalu Verona Gomes  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**PATO BRANCO**

**2022**

Dedico esse trabalho primeiramente aos meus pais, os quais me ajudaram chegar até aqui, sem eles nada seria possível. Agradeço também a cada pessoa que esteve presente nessa fase da minha vida, as quais cada um serão lembrado com muito carinho.

Ainda em tempo dedico a Soeli de Andrades (In memoria), maior exemplo de ser humano integro e ético, e que enquanto esteve aqui me guiou pelo caminho da vida.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a todo corpo docente, e funcionários da Universidade Tecnológica Federal do Paraná Campus Pato Branco, por toda dedicação, ensinamentos, formação profissional, processos essenciais para a formação do profissional que estou me tornando, expandindo os horizontes.

Aos meus familiares/amigos que estiveram sempre dispostos a me ajudar, e que mesmo ficando distantes me instruíram a seguir meus sonhos, espero orgulhar a todos que confiam em mim.

## RESUMO

O presente trabalho tem por objetivo, a análise de tensões e identificação da carga máxima que a prótese de mão suportaria, sem ocorrer deformações. Os materiais simulados são ABS e PLA, ambos muito utilizado comercialmente em próteses existentes no mercado, devido aos seus conjuntos de propriedades físicas, tornando uma peça com massa leve, mas capaz de suportar cargas. O tipo de prótese foi definido como passiva onde não realiza movimentos, e está na posição de gancho, sendo as medidas utilizadas para a modelagem do próprio autor com auxílio da antropometria. A modelagem e simulações foram realizadas com auxílio do programa Autodesk Inventor, realizando um refinamento da malha com 320.419 nós e 205.201 elementos, com tamanho de malha de 0,1mm. As simulações foram realizadas variando o valor da carga aplicada, buscando o limite de escoamento do material, pois assim poderia se concluir que aquele resultado seria o máximo de carga suportada pela prótese. Obteve-se que a prótese de ABS é capaz de suportar uma força de tração equivalente a 196N, gerando uma tensão de 14,67 MPa, para o PLA o material suportou uma força de 320N com 24,8 MPa, sendo a massa total das próteses em torno de 380 gramas. Esses resultados foram obtidos sem considerar um fator de segurança, se considerar um fator de segurança igual a 2, temos que a nossa prótese suportaria 98N para ABS e 160N para PLA, valores muito próximos das que estão em mercado que suportam de 100 a 160N com massa de 400 gramas.

Palavras-chave: Prótese; Mão; Elementos Finitos; Materiais; Software, Simulações, Tensão, Escoamento, Carga.

## ABSTRACT

The present work has as its objective the analysis of tensions and identification of the maximum load that the hand prosthesis would support, without deformations occurring. The simulated materials are ABS and PLA, both widely used commercially in existing prostheses on the market, due to their set of physical properties, making a piece with light mass, but able to withstand loads. The type of prosthesis was defined as passive where it does not perform and is in the hooked position, and the measurements used for modeling were taken by the author himself with the help of anthropometry. The modeling and simulations were performed with the help of Autodesk Inventor, performing a mesh refinement with 320,419 nodes and 205,201 elements, with a mesh size of 0.1mm. The simulations were performed by varying the value of the applied load, seeking the yield limit of the material because it could be concluded that that result would be the maximum load supported by the prosthesis. It was obtained that the ABS prosthesis can support a tensile force equivalent to 196N, generating a tension of 14.67 MPa, for PLA the material supported a force of 320N with 24.8 MPa, being the total mass of the prosthesis around 380 grams. These results were obtained without considering a safety factor, if we consider a safety factor equal to 2, we have that our prosthesis would support 98 N for ABS and 160 N for PLA, values very close to those in the market that support from 100 to 160 N with a mass of 400 grams.

Keywords: Prosthesis; Hand; Finite Elements; Materials; Software, Simulations, Stress, Flow, Load.

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades Mecânicas do PLA .....	36
Tabela 2 - Propriedades mecânicas do ABS.....	37
Tabela 3 - Comprimento das Falanges.....	38
Tabela 4 - Teste de convergência ABS.....	47
Tabela 5 - Teste de convergência PLA .....	48
Tabela 6 - ABS X PLA.....	52



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

M	Momento (N.m)
r	Distância (m)
F	Força (N)
$\Sigma$	Somatório
$\theta$	Ângulo (graus)
m	Massa (kg)
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
PLA	Ácido Polilático
CAD	Computer Aided Design
$\sigma$	Tensão (Pa)
P	Carga (N)
A	Area (mm <sup>2</sup> )
PLA	Acido Polilático
ABS	Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>21</b>
1.2 Objetivos .....	21
1.2.1 Objetivo Geral .....	21
1.2.2 Objetivos Específicos .....	21
1.3 JUSTIFICATIVA .....	22
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>23</b>
2.1 Anatomia Das Mãos .....	23
2.2 Biomecânica Das Mãos .....	25
2.2.1 Força, Momento E Torque .....	27
2.2.2 Leis De Newton .....	28
2.2.3 Cinemática .....	29
2.3 PRÓTESES PARA MÃO .....	30
2.3.1 Classificação .....	30
2.3.2 Níveis de Amputação .....	31
2.4 BIOMATERIAIS .....	33
2.4.1 Propriedades dos Materiais .....	34
2.4.2 PLA .....	36
2.4.3 ABS .....	37
2.5 ANTROPOMETRIA .....	38
2.6 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS .....	39
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	<b>42</b>
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>44</b>
4.1 Modelagem .....	44
4.2 Condições De Contorno E Malha .....	46
4.3 Simulação ABS .....	49
4.4 Simulação PLA .....	50
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	<b>53</b>
5.1 Trabalhos Futuros .....	53

## 1 INTRODUÇÃO

A mão humana é um órgão essencial e primordial para necessidades cotidianas humanas, utilizamos elas desde manipular simples objetos, até a realização de tarefas de alta precisão. De acordo com o IBGE 2010, cada ano mais de 80 mil pessoas tiveram membros superiores e inferiores amputados no Brasil, sendo a maior causa oriundas de acidentes de trânsito e da diabetes.

A readaptação dessa nova condição, acaba se tornando difícil e complexa, o que leva muitas pessoas a buscarem alternativas de substituição do membro perdido, utilizando de próteses. Estas devem contemplar características como: conforto, conveniência, estética, valores e simplicidade de uso, envolvendo um grande conhecimento de Engenharia, fisiologia e cinemática (ENDERLE, BRONZINO,2012).

Com a intenção de auxiliar e melhorar a vida dessas pessoas, esse trabalho consiste em uma análise de tensão e modelagem de uma prótese de mão, utilizando análises estruturais para avaliar principalmente a resistência mecânica quando submetido a esforços externos.

### 1.2 Objetivos

#### 1.2.1 Objetivo Geral

Analisar, pelo método de elementos finitos, as tensões em próteses para mão, considerando o tipo de biomaterial, e qual a carga máxima que pode suportar sem ocorrer deformações irreversíveis.

#### 1.2.2 Objetivos Específicos

- Caracterizar as principais funções motoras da prótese;
- Modelar a prótese em sistema CAD (*Computer Aided Design*);
- Verificar o comportamento de diferentes materiais para a prótese modelada;
- Determinar a carga máxima que a prótese é capaz de suportar.

- Analisar as tensões através do método dos elementos finitos para as condições adotadas;

### 1.3 JUSTIFICATIVA

A Engenharia Biomédica vem sendo um mercado promissor e com crescente avanços tecnológicos, desenvolvendo dispositivos que auxiliam em soluções, diagnósticos, e na prevenção na área da saúde. É uma área interdisciplinar que une conhecimentos físicos, de engenharia, de materiais, entre outros.

Os casos de pessoas com algum grau de amputação vêm crescendo, seja ela de origem congênita ou por algum acidente, essas sentem a necessidade de substituir esse membro, de uma maneira que seja acessível e que proporcione conforto, liberdade, movimentos, entre outros.

Segundo (BIDISS, 2014) o excesso de peso é uma das causas mais importantes de rejeição de próteses pelos usuários. O fato de integrar um material leve para fabricação que consiga auxiliar o usuário, com tecnologias avançadas para efetuar movimentos acaba resultando em valores de próteses altíssimas.

Verifica se que os produtos existentes no mercado nem sempre segue esses parâmetros mencionados, normalmente as próteses apresentam peso e custo elevado. Algumas ainda apresentam baixa funcionalidade e limitações nos movimentos (CARVALHO,2004). Com o intuito de ajudar pessoas portadores dessa necessidade, realizamos este trabalho buscando modelar e analisar, uma prótese que atenda aos requisitos cotidianos, através dos conhecimentos adquiridos durante o curso de Engenharia Mecânica.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Anatomia Das Mãos

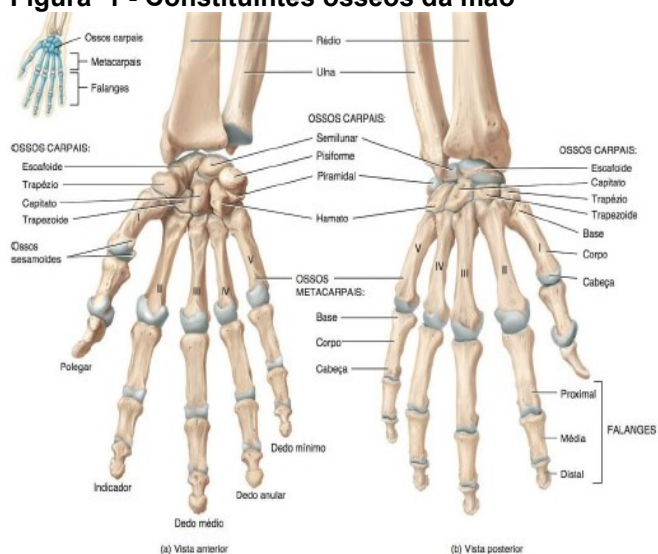
A capacidade da mão de adaptar-se a diferentes tipos de objetos mantendo sua funcionalidade deve-se ao fato da existência de 27 ossos, 17 articulações e 19 músculos presentes no órgão. Estes elementos, em conjunto, possibilitam 23 graus de liberdade (DOF – degrees of freedom), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e dois para a palma da mão (BUNDHOO, 2005).

A estrutura óssea da mão humana é dividida em três grupos, sendo: ossos carpos, metacarpos e falanges. Os cinco dedos de cada mão são identificados do polegar para o mindinho, ou seja, do lado externo para o interno. Os dedos são compostos por várias falanges, sendo que o polegar tem duas (proximal e distal) e os restantes contêm três cada (proximal, média e distal).

O carpo, ou mais conhecido como ossos do pulso, são oito pequenos ossos interligados por ligamentos, nomeados de acordo com suas formas e estão na região proximal da mão. Já o Metacarpo é popularmente chamado de palma da mão, onde contém cinco ossos. As Falanges são o que constituem os ossos dos dedos.

Na Figura 1 é possível observar o sistema esquelético de uma mão, demonstrando todos seus constituintes.

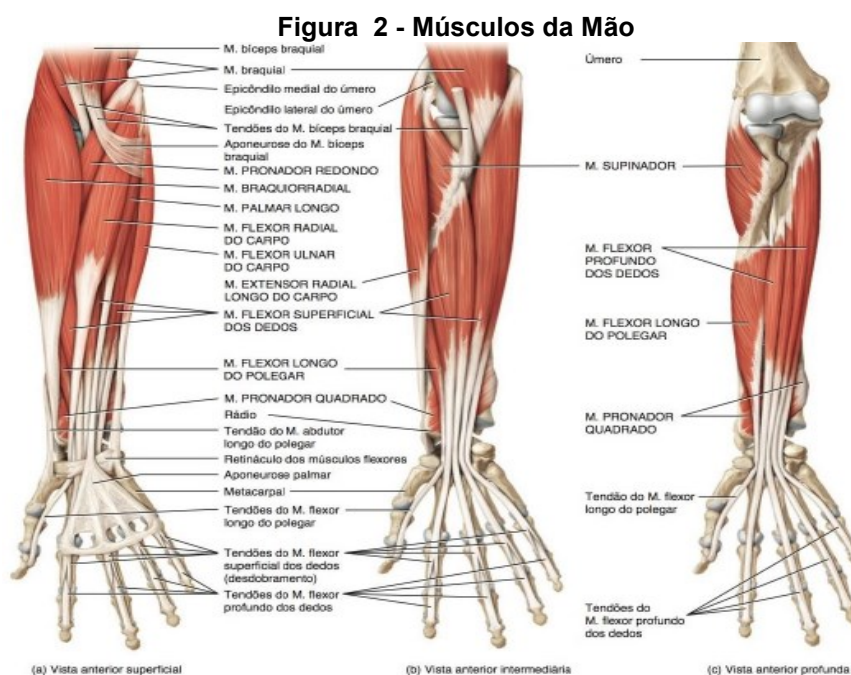
**Figura 1 - Constituintes ósseos da mão**



Fonte: Tortora (2013)

Os músculos da Figura 2 mostra como são divididos, em dois grupos baseados na origem deles sendo: extrínsecos e intrínsecos. Eles são responsáveis pelas movimentações através dos tendões.

Músculos extrínsecos são situados no antebraço, atuando para movimentos que exigem mais forças, dividindo-se em flexores (8 músculos) e extensores (12 músculos). Segundo Tortora (2013), as movimentações são transmitidas pelos músculos por intermédio dos tendões, fixados ao punho ou continuados até a mão.



**Fonte: Tortora (2013)**

Os músculos intrínsecos são originados dentro da mão, responsáveis por movimentos precisos e complexos, porém fracos, permitindo a flexão/extensão e abdução/adução de cada falange.

## 2.2 BIOMECÂNICA DAS MÃOS

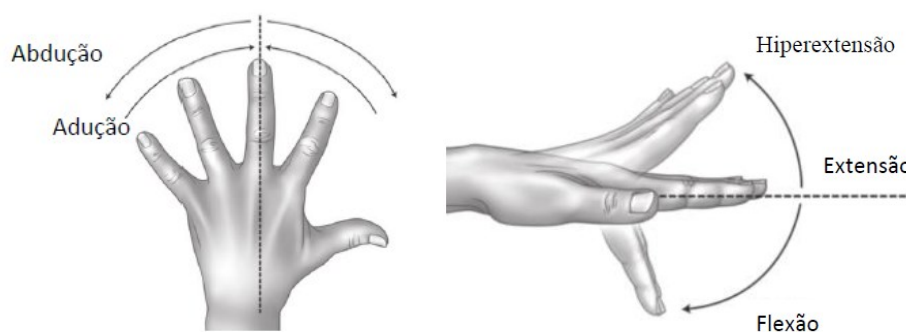
A biomecânica é a ciência que estuda os esforços e suas consequências em sistemas biológicos, essa ciência tem como base princípios da Física, matemática e ergonomia. Segundo essa ciência, os corpos em repouso são denominados de estáticos, e em movimentos de dinâmicos. A dinâmica é dividida em cinemática e cinética, na cinética estuda-se as forças que promovem os movimentos, na cinemática ao estudo do movimento, deslocamento, velocidade e aceleração.

Para a análise da mão humana, é preciso compreender seus vários movimentos e dentre eles estão a capacidade da preensão e apreensão.

Segundo (Dincer,2014) os movimentos da mão são definidos como ativos ou passivos, sendo ativos movimentos feitos pelos músculos juntamente com as articulações, os passivos com auxílio externo. Quantifica-se essa amplitude de movimento como deslocamento angular. Os valores dessas amplitudes são medidos a partir da posição anatômica e variam de indivíduo para indivíduo.

Na Figura 3 temos a representação de como são os movimentos realizados, sendo classificados como fletores quando o ângulo realizado por um segmento em relação ao segmento proximal diminui, e extensores seria o inverso. Quando a extensão ultrapassa o movimento normal então passa a ser classificada como hiperextensão. Existe também os movimentos adutores e abdutores que são realizados através dos músculos intrínsecos.

No movimento de flexão as falanges dos dedos se curvam em direção a palma da mão. Sendo a extensão ao contrário. O movimento de adução aproxima os dedos uns dos outros e abdução os separa. No dedo polegar, esse movimento aproxima o dedo para junto da palma da mão é adução e abdução ao contrário.

**Figura 3 - Movimentos das mãos**

**Fonte: Hand Function (2014)**

O polegar Figura 4, é um dedo que realiza movimentos mais complexos apresentando uma estrutura com maiores graus de liberdade, e sua posição possibilita a oposição do polegar aos outros dedos.

**Figura 4 - Movimentos do polegar**

**Fonte: hand function (2014)**

Na Figura 5 estão demonstradas como são os movimentos. Na pinça de força, utiliza-se o polegar em oposição ao dedo indicador com parte da falange distal em contato entre si. Na pinça de precisão o contato entre os dois dedos é por meio das pontas das falanges distais. A pinça tri digital utiliza o dedo médio além do polegar e indicador, estando em contato a ponta dos três dedos.

A Garra composta é o intermédio entre pinça e garra onde o polegar em abdução faz contato com a falange medial do dedo indicador. Na garra de força é utilizado todos os cinco dedos, quatro últimos envolvendo o objeto e o polegar em oposição aos outros. Garra em gancho figura semelhante a garra de força, contudo o sentido da força aplicada pelo objeto é axial em relação ao braço. Garra Palmar mesmo princípio da pinça tridigital, mas com os dedos envolvendo o objeto,



pressionando contra a palma da mão. Na garra plataforma, objeto fica apoiado sobre os dedos ou palma da mão.

**Figura 5 - Configurações estáticas da mão**



**Fonte: Thomazoni, Lucas (2015)**

Além das funções estáticas a mão humana é capaz de exercer outras funções por meio de sua múltipla possibilidade de movimentações, podemos utilizá-la para percussões, contato, expressões gestuais e, principalmente, para a execução das preensões ativas, que combinam as funções estáticas à uma ação com o objeto permanecendo na mão (como, por exemplo, a ação de acender um isqueiro ou cortar com uma tesoura) (KAPANDJI, 2000).

### 2.2.1 Força, Momento E Torque

Como já comentado o sistema musculoesquelético é responsável por gerar as forças que movem o corpo humano no espaço.

A força ( $F$ ) é responsável por alterar o estado de repouso ou movimento de um corpo, sendo uma grandeza vetorial com módulo, direção e sentido. Já o momento ( $M$ ) é gerado pela atuação da força ( $F$ ) e uma distância ( $r$ ) do centro de rotação de um segmento. O momento tende a resultar em uma rotação que é definida pelo produto vetorial:

$$M = r \times F \quad (1)$$

Sua representação é um vetor que passa pelo ponto de interesse e é perpendicular aos vetores de força e distância. Uma vez que tem apenas esta orientação e linha de ação, um momento é muitas vezes tratado como uma quantidade escalar em uma análise.

Torque é sinônimo de um momento escalar que a partir de um produto vetorial, a magnitude do momento é calculada como:

$$M = r \times F \times \text{Sen}(\theta) \quad (2)$$

A orientação será a direção em que causa o giro do objeto.

### 2.2.2 Leis de Newton

A Abordagem Newtoniana, é a mais usual, ela é baseada nas três leis de Sir Isaac Newton. Norton (2004) as define como:

- Primeira Lei: Um corpo em repouso tende a permanecer em repouso e um corpo em movimento com uma velocidade constante tenderá a manter esta velocidade, a menos que seja submetido a uma força externa;
- Segunda Lei: A derivada em relação ao tempo da quantidade de movimento de um corpo é igual à magnitude da força aplicada e age na direção da força;
- Terceira Lei: Para cada ação (força) há uma reação (força de oposição) de igual magnitude, mas na direção oposta.

Para a primeira lei denomina-se como equilíbrio estático, sendo o somatório de todas as forças externas que atuam em um corpo devem ser iguais a zero. Em uma análise tridimensional deve ser satisfeitas as seguintes equações para o equilíbrio estático:

$$\begin{array}{lll} \Sigma F_x = 0 & \Sigma F_y = 0 & \Sigma F_z = 0 \\ \Sigma F_y = 0 & \Sigma M_y = 0 & \Sigma M_z = 0 \end{array} \quad (3)$$

Para a segunda lei de Newton, temos três equações escalares, com coordenadas em x,y,z com a origem no centro de gravidade do corpo. Sendo força externa (F) é proporcional ao produto da massa do objeto (m) e aceleração linear (a):

$$\Sigma F_x = ma_x \qquad \Sigma F_y = ma_y \qquad \Sigma F_z = ma_z \qquad (4)$$

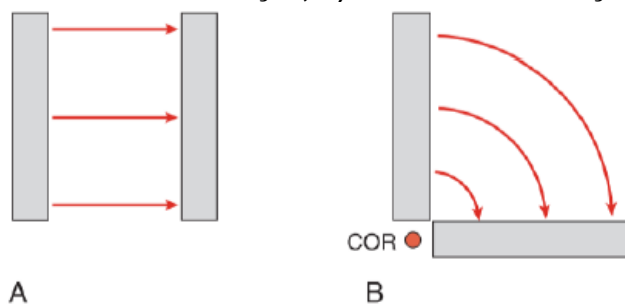
Já a terceira é aplicada quando se deseja encontrar as forças do conjunto formados por corpos que atuam um sobre o outro (NORTON, 2004).

Essas forças relatadas são forças estáticas que atuam sobre o musculoesquelético. Deve-se estudar também a cinemática que é o estudo do movimento sem a relação com as forças que causam o movimento.

### 2.2.3 Cinemática

Para a cinemática temos o movimento linear puro também chamado de translação Figura 6 - A) Movimento de translação; B) Movimento de rotação onde todos os pontos de um objeto se movem a mesma distância, porém em articulações musculoesqueléticas isso não ocorre frequentemente, em contra partida o outro movimento rotacional acontece quando um ponto em um osso permanece estacionário, o centro de rotação e todos os outros pontos traçam arcos de um círculo em torno deste ponto. Em movimento tridimensionais, o centro de rotação é substituído por um eixo de rotação onde também pode haver translação. (KARDUNA, 2012).

**Figura 6 - A) Movimento de translação; B) Movimento de rotação**



Fonte: Karduna (2012).

## 2.3 PRÓTESES PARA MÃO

A técnica de próteses é antiga, porém com o avanço tecnológico obteve-se os mais variados modelos de próteses. Com a necessidade de próteses mais funcionais tornou-se necessário classificá-las. Segundo (BLOHMKE, 1994) a classificação se dá de acordo com o nível de amputação, já que o paciente merece as maiores atenções. Porém a engenharia adotou ser mais interessante classificar de acordo com a sua fonte de energia, características e capacidades.

### 2.3.1 Classificação

A engenharia classifica as próteses em ativos ou passivos. As próteses passivas não possuem nenhum atuador que induza o movimento e são divididas em próteses estéticas ou funcional. A estética não realiza movimentos comandado pelo paciente, ou seja, não possuem peças articuladas, está é destinada para pessoas que só buscam a melhoria no aspecto externo como aparência natural, baixo peso e conforto.

As próteses funcionais têm como proposito facilitar tarefas cotidianas, como comer, escovar os dentes. Nessa é possível a pessoa modificar a extremidade da mão de acordo com a tarefa desejada (BLOHMKE, 1994).

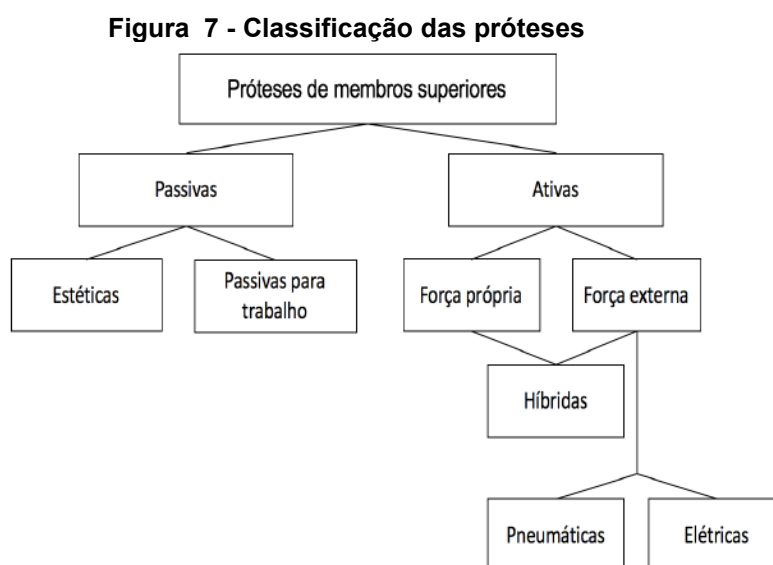
Já as próteses ativas o paciente consegue controlar seus movimentos através da fonte de energia do próprio paciente ou externamente e são subdividas em: próteses endoenergéticas e exoenergéticas.

Próteses endoenergéticas são aquelas que, utilizam a propulsão muscular para movimentar o mecanismo protético, enquanto próteses exoenergéticas utilizam fontes externas, como pilhas e baterias

Já as híbridas resultada das combinações das citadas acima.

As próteses ativas podem ser subdivididas em três tipos: ganchos, garras, e mão artificiais. Como todas as outras apresentam vantagem e desvantagens, cada uma é apropriada de acordo com a necessidade e capacidade do utilizador.

A forma como os tipos de próteses foi classificada podem ser facilmente visualizados pela Figura 7.

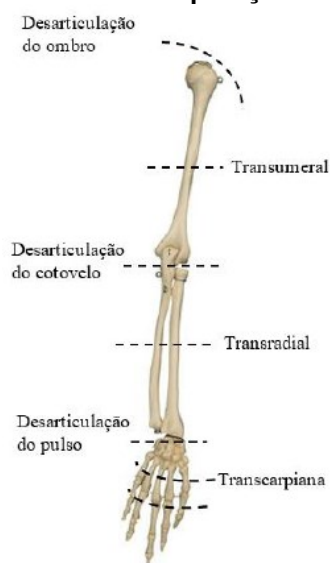


**Fonte: Autoria própria**

### 2.3.2 Níveis de Amputação

A ausência do membro ou parte dele, pode ser malformação congénita ou acidental, ou até cirúrgica. É necessário analisar a origem da ausência do membro pois para cada caso é utilizado um tipo de prótese.

Os níveis de amputação são definidos de acordo com a sua localização. A Amputação é classificada como: transfalagiana, transmetacarpiana, transcarpiana, desarticulação do punho, transradial, desarticulação do cotovelo, transumeral e desarticulação do ombro.

**Figura 8 - Níveis de amputação**

**Fonte: Tortora (2013)**

O membro restante de amputação é chamado de coto, ele é responsável pelo controle da prótese. É necessário que o coto tenha um nível adequado, seja estável, tenha um bom estado de pele, boa sensibilidade, ter uma boa circulação arterial, e ausência de edema, entre outros aspectos.

Uma prótese para amputação parcial de mão apenas terá utilidade se aumentar a funcionalidade com o mínimo comprometimento da sensibilidade e da função residuais da mão e se melhor a estética. Com dois dedos o indivíduo pode aduzir ou opor um dedo ao outro. Se somente o polegar remanescer uma órtese para permitir uma superfície de oposição pode ser confeccionada (PEDRINELLI, A., 1997).

Para amputações das desarticulações do punho é recomendado próteses estéticas e funcionais. Já para utilizadores com desarticulação de cotovelo, necessita-se de substituição mecânica da flexão e extensão do cotovelo, sendo indicado uma prótese estética, ativa ou híbrida.

No caso de desarticulação do ombro as próteses estéticas modulares são interessantes pelo peso reduzido.

## 2.4 BIOMATERIAIS

Para (PARK, 2007) um biomaterial pode ser definido como qualquer material usado, na fabricação de dispositivos para substituir uma parte ou função do corpo de forma segura, confiável, econômica e fisiologicamente aceitável.

Existem vários tipos de biomateriais, porém o corpo humano possui uma autodefesa com materiais estranhos em nosso corpo, então deve-se utilizar materiais biocompatíveis. Um material mais Biocompatível que outro significa que esse material vai desempenhar melhor a função requerida que o outro, durante mais tempo sem que haja uma reação negativa do corpo.

Os biomateriais são classificados em: materiais bioinertes, biodegradáveis, e bioativos que estimulam o corpo a ter uma específica resposta celular a nível molecular.

Para (LANDUCI, 2016) o material Bioinerte é todo material que obtém uma resposta inflamatória mínima do corpo já o material bioactivo é um material que interage com os tecidos do corpo de modo a obter uma resposta biológica. Material biodegradável é um material que quando exposto aos fluidos corporais vai-se degradando até que acaba por desaparecer sendo dissolvido ou absorvido pelo corpo. Normalmente usa-se este tipo de materiais onde não seja necessária muita resistência mecânica, pois a degradação deste material não é efetivamente controlada, pois depende da capacidade do organismo de degradar os materiais.

Para avaliar se o biomaterial cumprirá sua função são necessários alguns requisitos, como na Figura 9.

**Figura 9 - Relevância das propriedades para os biomateriais**

<b>Propriedades</b>	<b>Relevância para Biomateriais</b>
<b>Mecânicas</b>	
Limite de escoamento	Importante
Limite de resistência à tração	Importante
Ductilidade	Importante
Tenacidade à fratura	Importante
Limite de fadiga	Muito importante
Módulo de elasticidade	Muito importante
Resistência a fluência	Importante para polímeros
Resistência ao desgaste	Muito importante
<b>Físicas</b>	
Densidade	Importante para aplicações específicas
Acústica	Importante para aplicações específicas
Resistividade elétrica	Importante para aplicações específicas
Magnetismo	Importante para aplicações específicas
Propriedades ópticas	Importante para aplicações específicas
Expansão térmica	Importante para aplicações específicas
<b>Químicas</b>	
Oxidação	Muito importante
Resistência à corrosão	Muito importante
<b>Biológicas</b>	
Bioadesão (osseointegração)	Muito importante
Resposta imune (alérgica, tóxica, cancerígena)	Muito importante

**Fonte: Landuci (2016)**

As próteses convencionais no mercado possuem custos elevados de aquisições, isso se dá muito pelo processo em que são fabricadas. Porém com a inovação tecnológica se tornou possível a produção de próteses mais acessível, utilizando polímeros termoplásticos, devido ao seu custo, tipo de fabricação, e facilita eventuais reparos.

#### 2.4.1 Propriedades dos Materiais

Ao ser elaborado, um projeto precisa levar em consideração o material que será empregado na construção. Para isso, é necessário entender o comportamento de tal material perante as solicitações presentes em sua aplicação. As principais características dos materiais a serem consideradas são rigidez, resistência, dureza, ductilidade e tenacidade (CALLISTER; TETHWISCH, 2012).

As propriedades dos materiais são testadas seguindo normas que buscam reproduzir as condições de serviço desses materiais de forma mais fiel possível. Nos testes são levadas em consideração a natureza das cargas, a duração de aplicação, a constância ou variação da carga, a temperatura de operação, entre outros



elementos que podem ser considerados. Após a realização dos testes, as leituras são catalogadas (CALLISTER; TETHWISCH, 2012).

Para a Engenharia a grandeza utilizada é a tensão – razão entre uma solitação e área resistente, conforme a equação 3, sendo a tensão ( $\sigma$ , medida em Pascal, Pa) é uma relação entre a solitação (P, medida em Newton, N) e a área do elemento empregado (A, medida em metro quadrado, m<sup>2</sup>) (NORTON, 2013).

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (5)$$

As tensões podem ser tensões normais, representadas por  $\sigma$ ) atuam na direção normal ou perpendicular à face do elemento, tendendo a puxá-lo ou empurrá-lo. Já as tensões de cisalhamento (representadas por  $\tau$ ) atuam na direção paralela das faces do elemento, tendendo a distorcer o mesmo (NORTON, 2013).

Quando aplicado uma determinada tensão, o material irá ter uma deformação, devido a essa força. A deformação pode ser do tipo elástica onde removidos os esforços atuantes sobre o corpo, ele retornará a sua forma original. Já a deformação plástica, não há recuperação da forma original quando removidos os esforços.

A deformação plástica passa a ocorrer em níveis de tensão acima da tensão limite de escoamento. Já em níveis de tensão anteriores a esse limite, a deformação é elástica (CALLISTER; TETHWISCH, 2012; NORTON, 2013).

Para prevenir a falha do componente é imprescindível a identificação se o material é dúctil ou frágil. Materiais frágeis falham por conta das tensões normais (tração ou compressão), sendo a fratura abrupta e irreversível, esse tipo de material não se deforma antes da ruptura.

Os materiais dúcteis falham por conta das tensões de escoamento, a fratura acontece após uma pequena redução da área, formando o que chamamos de pescoço.

## 2.4.2 PLA

O PLA (ácido polilático) é um poliéster termoplástico feito com ácido láctico, é fabricado a partir de fontes renováveis como amido de milho raízes de mandioca e de cana, é biocompatível e biodegradável.

Suas características únicas de biodegradação, biocompatibilidade e processabilidade, fazem com o que o material seja amplamente utilizado na área biomédica, além disso é possível misturar esse material com outros poliméricos, de forma a adaptar, alterar as propriedades mecânicas, microestruturais e químicas. (FARAH, 2016)

<b>Tabela 1 – Propriedades Mecânicas do PLA</b>	
	<b>VALORES</b>
Densidade	1,24 g/cm <sup>3</sup>
Limite de escoamento	24,8 MPa
Modulo elastico (young)	1896 MPa
Alongamento	3,69 %
Tensão de ruptura	46 MPa
Resistência a flexão	130MPa

**Fonte: Farah (2016)**

A densidade do PLA o torna um material leve o bastante para que a área médica possa lidar com material leve e com precisão de medidas enquanto o projeto suportar cargas, tensões e impactos. Possui propriedades mecânicas relevantes Tabela 1.

Por apresentar alto modulo de elasticidade, acaba resultando em um material rígido com deformação elástica pequena, tendo assim a ausência de deformação significativa antes da ruptura, possui alongamento na ruptura de 2-10%, o que pode limitá-lo para algumas outras aplicações, caracterizando-o como frágil e fraturando através do mecanismo de fissura (FARAH, 2016).

Tem flexão média de 106 MPa e módulo de cisalhamento de 1287 MPa (Farah et al., 2016). A dureza Rockwell da PLA geralmente varia entre 70 e 90 de acordo com a escala H (FARAH, 2016).

Suas vantagens são maior rigidez às peças, maior estabilidade dimensional e proporcionar peças mais detalhadas. Têm como desvantagens, menor resistência a atrito, impacto e a temperaturas elevadas (REISDORFER, 2015; PEI et al.,2015b).

#### 2.4.3 ABS

O Acrilonitrila Butadieno Estireno é comumente chamado de ABS, a Acrilonitrila fornece resistência térmica e química, já o Estireno brilho e rigidez, enquanto o Butadieno (borracha) favorece o alongamento e resistência ao Impacto. Devido a sua derivação do Petróleo, altamente poluente, ele vem sendo substituído por outros materiais com especificações parecidas.

Suas características mecânicas estão listadas na Tabela 2 observa-se que o material possui uma densidade de 1,03 g/cm<sup>3</sup> tornando ele um material mais leve o PLA. Possui como vantagem, ser dúctil pois possui elevado grau de alongamento, boa rigidez, resistência a impactos e melhor pós processamento. Suas desvantagens são a variação dimensional, que pode afetar a funcionalidade da peça, pode apresentar o efeito “warp”, fazendo com que a peça se deforme ao resfriar e não é muito indicado para confecção de peças com detalhes muito pequeno (REISDORFER, 2015).

<b>Tabela 2 - Propriedades mecânicas do ABS</b>	
	<b>VALORES</b>
Densidade	1,03 g/cm <sup>3</sup>
Limite de escoamento	14,7 MPa
Modulo elastico (young)	1335,9 MPa
Alongamento	7,0 %
Tensão de ruptura	29 MPa
Resistência a flexão	66 GPa

**Fonte: Farah (2016)**

## 2.5 ANTROPOMETRIA

A antropometria é o ramo da ciência que estuda as medidas e forma do corpo humano (PHEASANT; HASLEGRAVE, 2005). É de extrema importância que seja feito um estudo antropométrico nos usuários, devido que cada um possui características físicas bem distintas.

A Aplicação de dados antropométricos chamamos de ergonomia que é definida como a ciência que ajusta as condições de trabalho para as características da pessoa. (RODRIGUEZ-AÑEZ, 2014)

Por muito tempo a relação entre comprimento das falanges e do metacarpo eram comparadas com a sequência de Fibonacci, porém essa teoria não foi comprovada. Porém em 2003, foi realizado um estudo que foi observado que o comprimento dos ossos da mão não seguia a sequência de Fibonacci. (ALEXANDER, 2010).

Somente em 2010 um estudo da medida dos ossos da mão e do tecido que reveste as pontas da falange distal, obtiveram resultados satisfatórios. Os dados não apresentavam diferença significativa, entre as medidas da mão esquerda e direita, sendo de no máximo de 0,5%. As medias e o desvio padrão delas são apresentadas na Tabela 3 - Comprimento das Falanges.

**Tabela 3 - Comprimento das Falanges**

Dedo	tecidos moles da falange distal (tip)	falange distal (pd)	falange medial (pm)	falange proximal (pp)	metacarpo (m)
I	5,67 ± 0,61	21,67 ± 1,60		31,57 ± 3,13	46,22 ± 3,94
II	3,84 ± 0,59	15,82 ± 2,26	22,38 ± 2,51	39,78 ± 4,94	68,12 ± 6,27
III	3,95 ± 0,61	17,40 ± 1,85	26,33 ± 3,00	44,63 ± 3,81	64,60 ± 5,38
IV	3,95 ± 0,60	17,30 ± 2,22	25,65 ± 3,29	41,37 ± 3,87	58,00 ± 5,06
V	3,73 ± 0,62	15,96 ± 2,45	18,11 ± 2,54	32,74 ± 2,77	53,69 ± 4,36

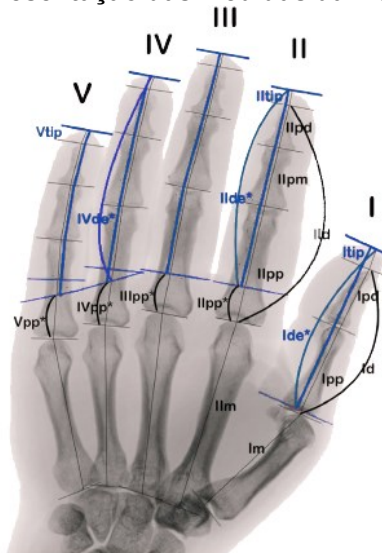
**Fonte: Alexander, Viktor (2010)**

A representação das Medidas coletadas:

m) metacarpo; pp) falange proximal; pm) falange medial; pd) falange distal; tip) tecido mole da falange distal; d) comprimento total das falanges do dedo; de)

comprimento total do tecido até a ponta do dedo pp\*) altura do tecido na articulação metacarpofalângica.

**Figura 10 - Representação das medidas da mão**



**Fonte: Alexander, Viktor (2010)**

Para cada usuário de prótese é necessária a aplicação de técnicas adequadas da antropometria, no membro que não foi afetado para que se obtenha a simetria mais adequada.

## 2.6 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Quando surge a necessidade de projetar um componente ou estrutura, é necessário a realização de uma série de análises, modificações e adequações, para facilitar e auxiliar nesse processo é utilizado o método dos elementos finitos (AZEVEDO,2003). O método dos elementos finitos consiste em subdividir pequenos elementos, mantendo as propriedades do meio original simplificando a resolução, fornecendo uma solução aproximada baseada numa função para deslocamento, tensão ou mistura de ambas, dentro de cada elemento finito.

O conjunto de elementos finitos e os pontos nodais que os unem (nós) é chamado de malha de elementos finitos.

Uma análise estrutural MEF, inclui os seguintes passos:

- Modelagem CAD;
- Definição das propriedades do material;

- Definir as cargas e condições de restrições;
- Obtenção da malha;
- Resolução da análise;
- Verificação dos resultados (tensão, deformação e deslocamento).

Antes de realizar quaisquer simulações, deve-se analisar qual malha de elementos finitos será utilizada. Uma malha grosseira provavelmente não fornecerá resultados tão precisos, porém o tempo de execução de estudo será curto. Já uma malha extremamente refinada irá fornecer resultados muito próximos dos que surgiriam no caso real. Deste modo, recomenda-se realizar um estudo de convergência de malha, onde são testadas algumas malhas diferentes e os resultados de seus respectivos estudos são analisados entre si. Assim, pode-se selecionar uma malha refinada o suficiente para gerar respostas aceitáveis (MIRLISENNA, GIUSEPPE, 2016).

O MEF gera na figura resultados coloridos em que essa escala de cor, representa na maioria das vezes, o maior valor será destacado em vermelho e o menor em azul. Esses resultados são expressos em deformação, tensão e deslocamento.

A deformação representa a variação da forma de um corpo quando submetido a uma força aplicada. Já a tensão é a medida ligada diretamente a deformação, e é geralmente comparada com limite de escoamento ou ruptura do material. O deslocamento é expresso em mm e representa o quanto um ponto se movimenta após aplicação da força. (MIRLISENNA, GIUSEPPE, 2016).

Para estimar se haverá escoamento do material, devido as forças atuantes o MEF utiliza o critério de Von Mises, consistindo em tensões equivalentes pois considera que as tensões e deformações tridimensionais são desenvolvidas em várias direções.

O critério de escoamento de von Mises afirma que se a tensão de von Mises de um material sob carga for igual ou maior que o limite de escoamento do mesmo material sob tração simples, então o material cederá (MIRLISENNA, GIUSEPPE, 2016).

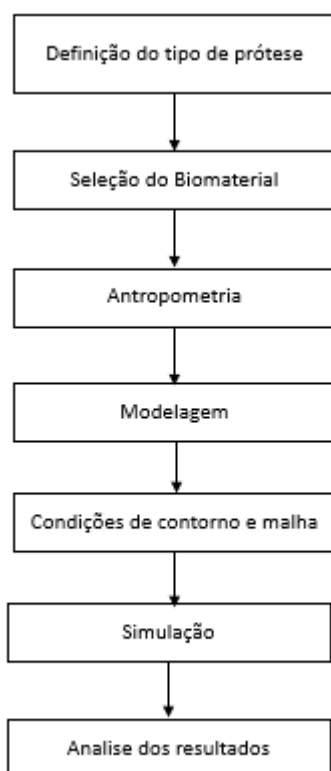
Esse método auxilia na validação estrutural de componente e deve ser verificado com cautela, levando em consideração vários fatores que podem afetar os resultados diferentes da realidade, o tipo e tamanho da malha, definição do local de

aplicação das forças e as restrições devem ser analisada rigorosamente para chegarmos mais próximo da realidade.

### 3 METODOLOGIA

Nesse capítulo é descrito todo desenvolvimento do projeto em suas etapas de evolução, com a finalidade de obter a modelagem CAD de prótese de mão para posteriormente avaliar a estrutura, avaliando o material. Na Figura 11, está descrito os passos do projeto.

**Figura 11 - Fluxograma de metodologia**

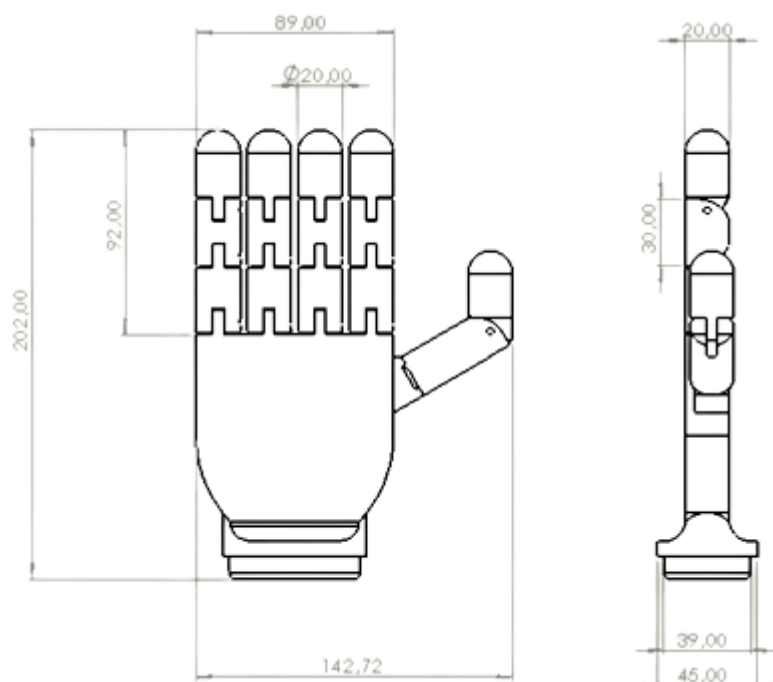


**Fonte: Autoria própria.**

Primeiramente se faz necessário a definição do tipo de prótese, de acordo como nível de amputação do usuário, e quais os possíveis materiais utilizados em próteses existentes no mercado. O nível de amputação é de quando a pessoa ainda possui o pulso, onde o indivíduo deverá colocar a mão protética e tem que flexionar o pulso para que o aperto possa ser feito. Os biomateriais escolhidos foram o PLA e ABS.

Com conhecimento da Figura 10, de como obter as medidas da mão, é possível modelar a mão, retirando as medidas da autora desse trabalho conforme a Figura 12.



**Figura 12 - Medidas da mão**

**Fonte: Autoria própria.**

A modelagem se deu por meio de software de Computer Aided Design (CAD) utilizando como referência próteses estudadas, cada falange deve ser modelada separadamente da palma da mão, sendo cada peça unida com contato direto, sem articulações e maciças.

As condições de contornos estipuladas foram de que a prótese deveria se manter estática, estar em posição de gancho, de como se estivesse segurando uma sacola, tendo seus movimentos restritos em todas as direções. A malha atribuída primeiramente, foi gerada automaticamente pelo software Inventor e posteriormente aplicado o teste de convergência, para que você perceptível a diferença entre uma malha com e sem refinamento, sendo uma 320.419 nós e 205.201 elementos, com 0,1mm.

Posteriormente é realizado simulação com auxílio do autocad inventor, variando as cargas aplicadas, e observando o comportamento do material, sem que atinja o limite de escoamento dos materiais. A análise dos resultados é feita comparando cada carga e sua respectiva tensão de Von Misses, que podem ser representados em tabelas.

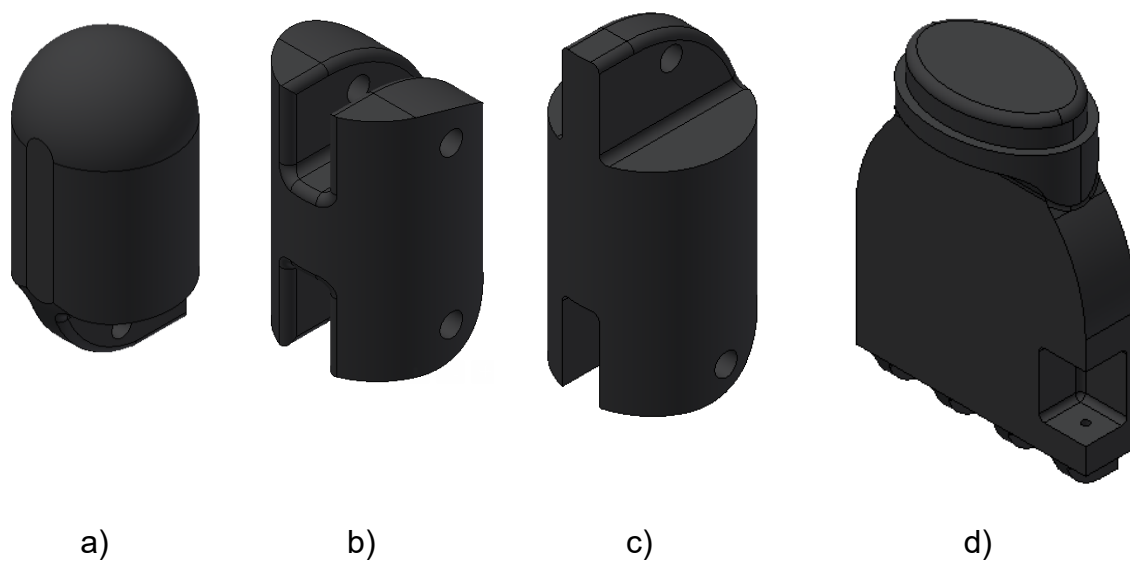
## 4 RESULTADOS

Nesse capítulo será apresentado todos resultados obtidos em cada fase do projeto.

### 4.1 Modelagem

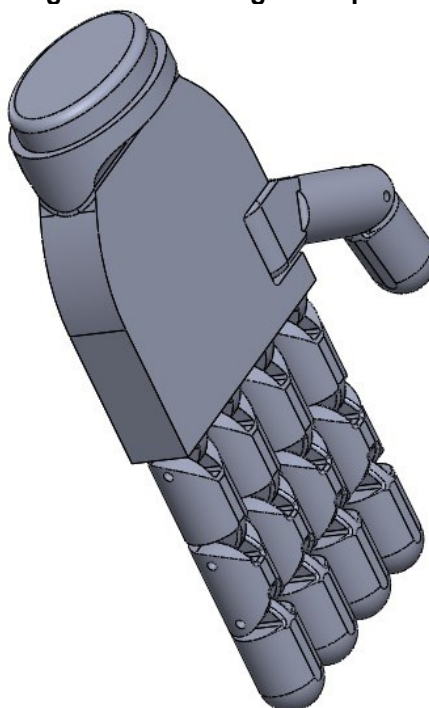
Com o tipo de prótese e materiais definidos, é iniciado o modelamento. O Software CAD foi utilizado para a modelagem. Cada parte da mão foi modelada separadamente, totalizando 15 peças, sendo 14 compõe as falanges e 1 o metacarpo, conhecido popularmente por palma da mão. A Figura 13, encontra-se representado o modelamento das falanges. Sendo a) falange distal, b) falange média, c) falange proximal, d) palma da mão.

**Figura 13 - Modelagem das peças da prótese**



**Fonte: Autoria própria.**

Com os constituintes da prótese pronta, fez-se a montagem completa da prótese, Figura 14.

**Figura 14 - Montagem da prótese**

**Fonte: Autoria própria**

A prótese completa apresentou um peso de 3.435kg para ABS e 3.873kg para PLA.

Segundo um estudo realizado por Chandler (1975) a mão humana pesa em torno de  $400 \pm 90$ g, considerando falange distal até o pulso, desconsiderando os músculos. As próteses existentes no mercado que mais se aproximam do peso real da mão são próteses que utilizam o PLA, sendo a Groenewegen's hand: 71 g, extremamente leve, onde todas suas peças são feitas através da impressão 3D, a InMoov 2 hand: 450 g também é feita pelo mesmo processo de fabricação e material. Segundo um estudo realizado por (BELTER ET AL., 2013 ) as próteses existentes no mercado suportam de 100 a 140N.

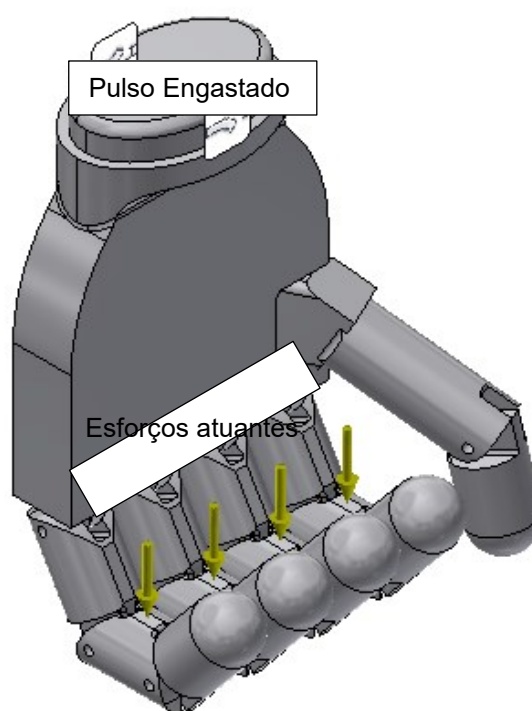
A prótese projetada está bem próxima do peso real de uma mão humana ou das próteses existentes no mercado, sendo em torno de 350 gramas, porém não foi considerado uma espessura sendo maciça ou sistema de cabeamento.

## 4.2 Condições De Contorno E Malha

Conforme mencionado na seção 2.6, para a validação estrutural de um projeto deve ser selecionado com muita cautela, o tipo e tamanho da malha, definição do local de aplicação das forças e as restrições para que o resultado seja o mais próximo da realidade.

A primeira condição estabelecida é que por se tratar de simulações estáticas estruturais, a prótese deveria estar em repouso, ou seja, há necessidade de um equilíbrio de forças, diante disso o pulso deverá se manter engastado, com deslocamentos restritos em qualquer direção e rotação. A segunda condição é de que os esforços atuantes seriam de tração, aplicados na falange mediana da mão, sendo as forças distribuídas entre os 4 dedos. Terceira condição é a posição da mão de garra em gancho, como se estivesse segurando uma sacola pela alça. As condições estão representadas na Figura 15.

**Figura 15 - Condições aplicadas**



**Fonte: Autoria própria**

Ambas as condições foram aplicadas nos materiais ABS e PLA, sendo as cargas atuantes variados até o limite de escoamento do material, pois a partir desse limite nossa prótese sofrerá deformações permanentes, podendo chegar à ruptura.

Para garantir resultados mais precisos pelo método de elementos finitos, há necessidade de encontrar uma malha com maior precisão. O método mais simples de testar a precisão de uma malha consiste em simular o problema com malhas de diferentes tamanhos mínimos e analisando a variação do resultado entre uma interação e outra (RECHENA, 2014).

O software Inventor utiliza do comando Convergence Plot, onde apresenta o gráfico da convergência. Nesse gráfico temos o número de refinamentos necessários para a solução convergir, se a convergência for alcançada, ou o número de etapas de solução solicitadas para os refinamentos necessários e os valores associados a cada refinamento.

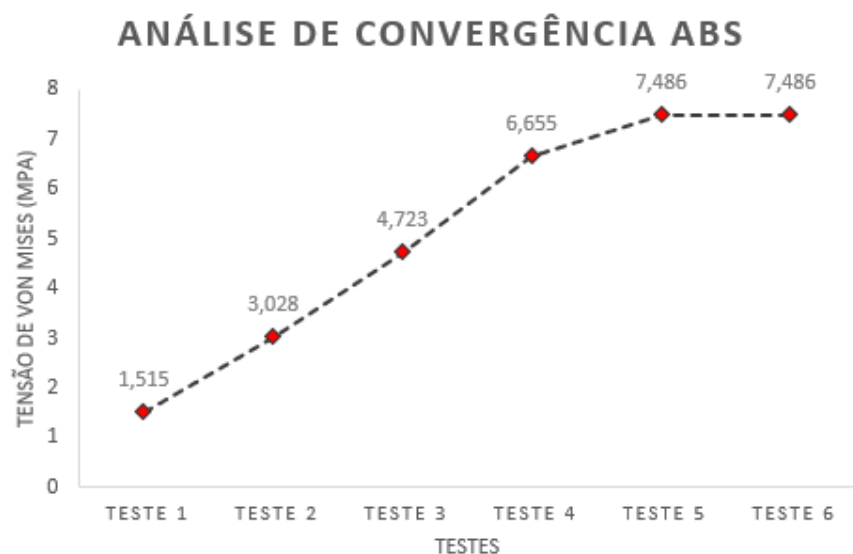
Para o resultado do teste de convergência da malha do ABS, temos a seguinte Figura 16, sendo o teste 5 da Tabela 4 capaz de atingir a convergência com tensão de 7,486 MPa ,320.419 nós e 205.201 elementos, com 0,1mm.

Ou seja do teste 5 essa é nossa melhor malha, após 0,1mm não teremos valores mais refinados, pois a linha irá se manter constante, caracterizando a convergência.

**Tabela 4 - Teste de convergência ABS**

	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença Percentual</b>
Teste 1	1,515	100
Teste 2	3,028	56
Teste 3	4,723	41
Teste 4	6,655	12
Teste 5	7,486	0
Teste 6	7,486	0

**Fonte: Autoria própria**

**Figura 16 -Teste de convergência ABS**

**Fonte: Autoria própria**

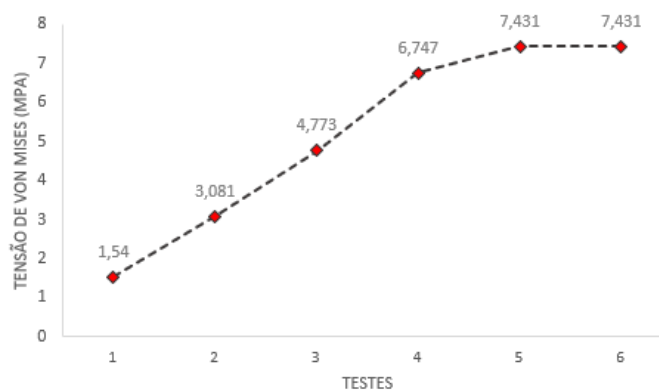
Foram aplicados testes de convergência, tanto para o material ABS quanto PLA. O material PLA apresentou convergência no teste 5, como mostra a Tabela 5 e sua respectiva tensão foi de 7,431 MPa com número de nós 320.419 e 202.201 elementos.

**Tabela 5- Teste de convergência PLA**

	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença Percentual</b>
Teste 1	1,540	100
Teste 2	3,081	56
Teste 3	4,773	41
Teste 4	6,747	12
Teste 5	7,431	0
Teste 6	7,431	0

**Fonte: Autoria própria**

**Figura 17 - Análise de Convergência PLA**  
**ANÁLISE DE CONVERGÊNCIA PLA**

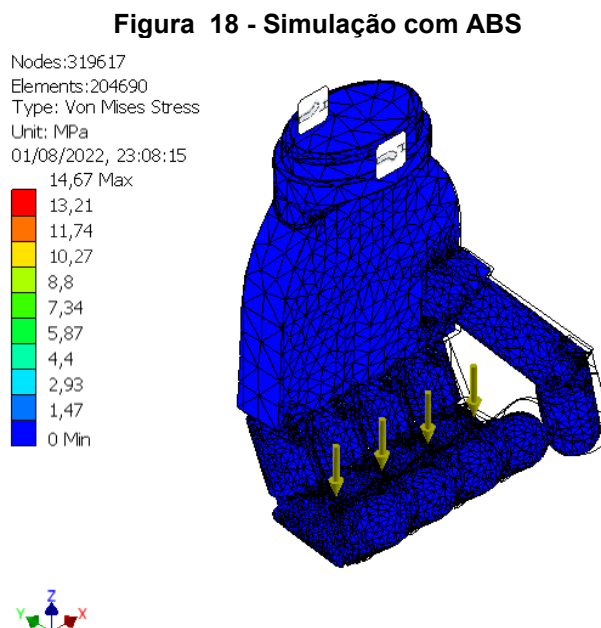


**Fonte: Autoria própria**

### 4.3 Simulação ABS

Na primeira simulação, analisou -se com um esforço de 100N, com as condições relatadas no item 4.2, nas condições de contorno estabelecidas anteriormente, obtendo uma tensão de Von Mises no valor de 7,50 MPa.

Como não atingimos o limite de escoamento do material, foi ajustado o esforço para 200N, aplicando o mesmo procedimento da simulação 1. Contudo com esse esforço obtivemos um valor de Von Mises de 14,97 MPa, ultrapassando o limite de escoamento, logo foram necessárias outras simulações até obter um valor mais baixo, obtendo 14,67MPa com 196N, que pode ser observado na Figura 18 ultrapassando o valor de referência do material.



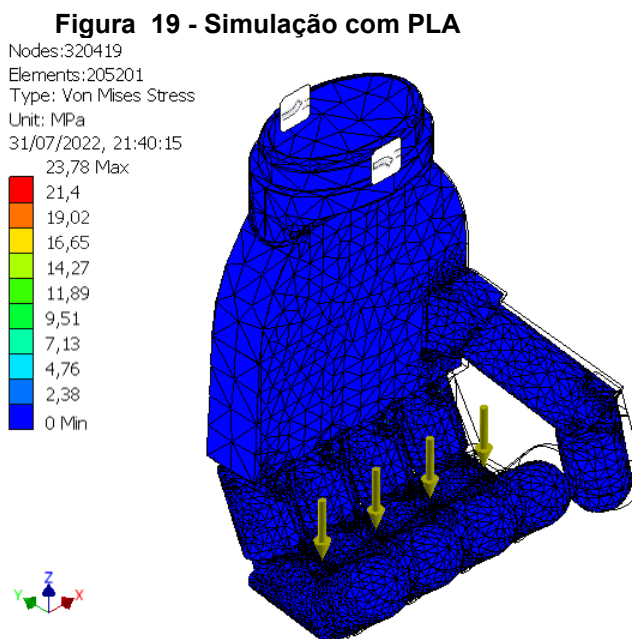
#### 4.4 Simulação PLA

Para o material PLA, as mesmas condições do item 4.2 foram aplicadas, porém agora foi realizado simulações com esforços de 200N, 300N e 400N.

Em 400N obtivemos que o material acaba ultrapassando o limite de escoamento, então foi necessário simular qual seria o esforço máximo, que o material pode sofrer sem atingir o limite de escoamento que está listado na Tabela 1 ,obtendo um resultado de 320N com 23,78 Mpa.

Na Figura 19, é ilustrado a simulação para 320N, com o valor da tensão de Von misses.





Fonte: Autoria própria

O ponto de maior tensão está presente entre um encaixe da falange média com a proximal, esse ponto é onde pode começar a ocorrer a falha do material, logo esse espaço merece maior atenção ou ser refeito a modelagem do encaixe.

Segundo um estudo realizado por Chandler (1975) a mão humana pesa em torno de  $400 \pm 90$ g, considerando falange distal até o pulso, desconsiderando os músculos. As próteses existentes no mercado que mais se aproximam do peso real da mão são próteses que utilizam o PLA, sendo a Groenewegen's hand: 71 g, extremamente leve, onde todas suas peças são feitas através da impressão 3D, a InMoov 2 hand: 450 g também é feita pelo mesmo processo de fabricação e material. Segundo um estudo realizado por (BELTER ET AL., 2013 ) as próteses existentes no mercado suportam de 100 a 140N.

A prótese projetada está bem próxima do peso real de uma mão humana ou das próteses existentes no mercado, sendo em torno de 350 gramas, porém não foi considerado uma espessura sendo maciça ou sistema de cabeamento.

**Tabela 6 - ABS X PLA**

	<b>ABS</b>	<b>PLA</b>
Limite de Escoamento	14,7 MPa	24,8 MPa
Força aplicada	196 N	320 N
Von Mises	14,67 MPa	23,78 MPa
Peso da prótese	343g	387 g

**Fonte: Autoria própria**

Se analisarmos a Tabela 6 é possível concluir que o ABS e PLA suportam carga até 196N e 320N, após esse peso já estaríamos entrando na zona plástica do material, onde retirado a carga a prótese não retornaria as suas medidas iniciais, o que não é apropriado para um projeto.

## 5 CONCLUSÃO

Por meio do desenvolvimento deste trabalho, foi possível modelar uma prótese de mão, dimensionando as medidas de acordo com a autora, e aplicando diferentes materiais comerciais com intuito de estabelecer qual seria a carga que essa prótese suportaria sem atingir o limite de escoamento.

Mediante a definição da modelagem e das condições de contorno, a simulações foram executadas, resultando nas tensões equivalentes de von Mises apresentadas no capítulo 4. Vale ressaltar que os esforços máximos que o ABS e PLA podem suportar, sem deformação permanente, são para a prótese em configuração de gancho, com respectivos valores de 196N para ABS e 320N para PLA.

Se optarmos por aplicar um fator de segurança sendo igual 2, teríamos que a tensão máxima admissível suportada seria de 7,35 MPa para ABS e 11,89 MPa, o que reduziria o esforço máximo sem deformação, não podendo ultrapassar 98N e 160N. Se compararmos com as existentes no mercado que suportam até 140N com massa em torno de 400gramas e com acionamento complexo replicando movimentos, estamos com valores próximos da realidade.

Logo nosso projeto atende o objetivo de determinar as cargas máximas da prótese sem escoar, e possuem uma massa próxima da mão humana, tornando-os aptos para confecção da prótese passiva.

### 5.1 Trabalhos Futuros

O presente trabalho avaliou as condições citadas, levando em consideração as tensões que seriam resultado da aplicação das condições de contorno apresentadas.

De modo a aprofundar os estudos deste trabalho, recomenda-se:

- Propor alterações na modelagem, a fim de desenvolver um design mais atrativo comercialmente, sem perder desempenho;
- Propor alterações na modelagem, com o foco em redução de peso, descobrindo uma espessura mínima,
- Estudo de viabilidade de custos entre os materiais aqui apresentados;

- Produzir corpos de corpos para testes de tração;
- Análise da prótese em fadiga;
- Simulações da prótese em outras posições.

## REFERÊNCIAS

- ADAMS, M. E.; BUCKLEY, D. J.; COLBORN, R. E. **Acrylonitrile-butadiene-styrene polymers**. Shawbury: iSmithers Rapra Publishing, 1993.
- AFROSE, M. F. et al. **Effects of part build orientations on fatigue behaviour of fdm-processed pla material**. *Progress in Additive Manufacturing*, Springer, p. 1–8, 2015.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002. (modelo de referência com autoria coletiva)
- ASTM D638-14 (2014). **Método de teste padrão para propriedades de tração de plásticos**. West Conshohocken, PA: ASTM International.
- ALEXANDER, B.; VIKTOR, K. **Proportions of hand segments**. *Int. J. Morphol*, v. 28, n. 3, p.755–758, 2010.
- AZEVEDO, Alvaro F. M., **Método dos Elementos Finitos**. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Portugal, 2003.
- BELTER, JT, Segil, JL, Dollar, AM e Weir, RF (2013). **Projeto mecânico e especificações de desempenho de próteses antropomórficas de mãos**: uma revisão. *J. Rehabil. Res. Dev.* 50, 599-618. doi: 10.1682/JRRD.2011.10.0188
- BIDISS, EA, Chau TT. **Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years**. *Prosthet Orthotics Int.* 2007;31:236–257. Disponível em <<https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1080/03093640600994581>>.
- BUNDHOO, V.; PARK, E.J. **Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands**. Conference International on Advanced Robotics. July 18-25, 2005
- CALLISTER, W. D.; TETHWISCH, D. G. **Ciência e engenharia de materiais - Uma introdução**. 8. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2012.
- CAMARGO, Daniel R., **Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores**. Tese (mestrado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.

CARVALHO, Gustavo L. **Proposta de um método de projeto de próteses de membros superiores com a utilização da engenharia e análise do valor.** Dissertação (mestrado em Engenharia) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

CHANDLER RF, Clauser CE, McConville JT, et al. (1975) **Investigation of inertial properties of the human body.** No. AMRL-TR-74-137. Air Force Aerospace Medical Research Lab, Wright–Patterson Afb, OH.

CUNHA, Fransérgio L. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores.** Tese (doutorado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

DINCER F, Samut G. **Hand Function.** 2014;23–41. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4614-9449-2>.

ENDERLE, J. D.; BRONZINO, J. D. **Introduction to biomedical engineering.** 3 Ed. Burlington: Academic press, 2012.

E-NABLE. **About e-nable.** 2016. Disponível em: <<http://enablingthefuture.org/about/>>.

FARAH, S.; ANDERSON, D. G.; LANGER, R. **Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications** — A comprehensive review. *Advanced Drug Delivery Reviews*, v. 107, p. 367-392. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169409X16302058> >.

FERREIRA, A. B. H. **Minidicionário da Língua Portuguesa.** 2.ed. Rio de Janeiro: Editora Nova Fronteira, 1989.

FERREIRA, D. **Desenvolvimento de Próteses para amputação Trans-radial do Membro Superior: Produção de baixo custo por Impressão 3D.** Tese de Mestrado do MDIP, FBAUP/FEUP, Porto: Universidade do Porto, 2016.

FERREIRA, S. C. S. **Novos biomateriais poliméricos para implantes ósseos.** 2016. 70 (Mestrado em Bioquímica - Bioquímica Clínica). Universidade de Aveiro.

GIBSON, I. et al. **Additive manufacturing technologies.** [S.l.]: Springer, 2010. v. 238.

HAMAD, K. et al. **Properties and medical applications of polylactic,** v. 9, n. 5, p435,455, //2015.

KAPANDJI, I. A. **The physiology of the joints**. [S.l.]: Elsevier Science, 2002.

KARDUNA, Andrew R., **Biomechanical Principles**. University of Oregon, OR, 2002.

LANDUCI, M. C. **Caracterização das propriedades mecânicas de biomateriais metálicos**. 2016. 90 (Mestrado em Engenharia Mecânica). UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

MIRLISENNA, Giuseppe. **Método dos Elementos Finitos: o que é?**. In: ESSS simulating the future. ESS. [S.l.]. 22 jan. 2016. Disponível em: <https://www.esss.co/blog/metodo-dos-elementos-finitos-o-que-e/>. Acesso em: 14 ago. 2022.

NORTON, Robert L., **Projeto de Máquinas: Uma abordagem integrada**. 2a ed., Porto Alegre, Bookmark, 2004.

PARK, J; Lakes, R. S. **Biomaterials – An Introduction**. Springer. 3ª edição. 2007. p. 2.

PHEASANT, S.; HASLEGRAVE, C. M. **Anthropometry, ergonomics and the design of work**. [S.l.]: Taylor & Francis, 2005.

RECHENA, D. DA F. R. V. **Análise Estrutural do Quadro de um Motociclo**, 2014. Instituto Superior Técnico.

REISDORFER, T. **Conheça os diferentes tipos de materiais para impressão 3D FDM**. 2015. Disponível em: <<http://www.impressao3dfacil.com.br/conheca-os-diferentes-tipos-de-materiais-para-impressao-3d-fdm/>>.

RODRIGUEZ-AÑEZ, C. R. **A antropometria e sua aplicação na ergonomia**. Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano, v. 3, n. 1, p. 102–108, 2001.

SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE DEPARTAMENTO DE AÇÕES PROGRAMÁTICAS ESTRATÉGICAS. bvsms saude. **Diretrizes de pessoas amputadas**. Brasília: Ministério da Saude, 2013.

THOMAZONI, Lucas. **Análise e implementação de protótipo de mão robótica**. 2015. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia de controle e automação, Universidade Caxias do Sul, Caxias do Sul, 2015.

TORTORA, G. J.; NIELSEN, M. T. **Princípios de anatomia humana**. 2013.

**TYMRAK, B.; KREIGER, M.; PEARCE, J. M. Mechanical properties of components fabricated with open-source 3-d printers under realistic environmental conditions.** *Materials & Design*, Elsevier, v. 58, p. 242–246, 2014.