

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

PEDRO FELIPPE HAIDUK

**PESQUISA E DESENVOLVIMENTO ESTRUTURAL DE PRÓTESE
DE MÃO UTILIZANDO IMPRESSÃO 3D**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2018

PEDRO FELIPPE HAIDUK

**PESQUISA E DESENVOLVIMENTO ESTRUTURAL DE PRÓTESE
DE MÃO UTILIZANDO IMPRESSÃO 3D**

Monografia do Projeto de Pesquisa apresentada à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2 do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para aprovação na disciplina.

Orientador: Prof. João Antônio Palma Setti, Dr.

CURITIBA

2018

TERMO DE APROVAÇÃO

Por meio deste termo, aprovamos a Proposta de Projeto de Pesquisa “PESQUISA E DESENVOLVIMENTO ESTRUTURAL DE PRÓTESE DE MÃO UTILIZANDO IMPRESSÃO 3D”, realizada pelo aluno Pedro Felipe Haiduk, como requisito parcial para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Prof. Dr. João Antônio Palma Setti
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Orientador

Prof. Ms. Sidney Carlos Gasoto
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Avaliador

Prof. Dr. Luiz Carlos de Abreu Rodrigues
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Avaliador

Curitiba, 29 de Junho de 2018.

AGRADECIMENTOS

Meus agradecimentos a Universidade Tecnológica do Paraná, onde cursei o Ensino Médio e a Engenharia, que me formou como profissional e como pessoa. Também por disponibilizar a estrutura da Universidade para realização deste trabalho.

Agradeço ao meu professor orientador, meus colegas de curso e os demais professores da Universidade.

Agradeço também o Professor Ms. Sidney Carlos Gasoto que disponibilizou sua impressora e seu tempo para impressão da prótese desenvolvida neste trabalho.

Agradeço a Professora PhD, Ms. Maressa Krause do departamento de educação física, por disponibilizar o equipamento para a medição da força de preensão.

RESUMO

TORTATO, Alexandre Z., Farias, Gabriele L. Estudo de viabilidade econômica de dispositivo eletromecânico inovador de propulsão para acoplamento em longboards convencionais. 154 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

O número de pessoas amputadas e que utilizam próteses é expressivo no Brasil, por isso, estudos a respeito da melhoria da qualidade de vida desses pacientes se tornam cada vez mais necessários. O foco desse trabalho é voltado para alcançar as necessidades das pessoas que não possuem a mão, pois a falta desse membro apresenta um grande impacto negativo na sua qualidade de vida. A prótese é um instrumento utilizado para substituir um membro ou um órgão. Se torna difícil o desenvolvimento de uma prótese que apresente características mais próximas da mão humana. O objetivo deste trabalho é de desenvolver e fabricar uma prótese de mão que apresente características cinemáticas e dinâmicas similares a da mão humana utilizando impressão 3D e Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS). Para tanto, a modelagem das partes da prótese foi realizada em *Solid Works* versão 2015 e para a impressão foram utilizados os softwares Slic3r e Repetier e impressora 3D de fabricação caseira. Após a montagem da prótese, esta foi submetida a análise de cinemática, por avaliação dos graus de liberdade, ângulos e raios de ação; e análise de dinâmica, por teste de esforço, utilizando um dinamômetro Jamar, teste de agarramento e pinçamento. Obteve-se uma prótese de baixo custo, leve e resistente sendo necessários alguns ajustes de modelagem e impressão. A prótese apresentou melhores características cinemáticas (14 graus de liberdade, ângulos e raios de ação similares a mão humana) do que dinâmicas (força de prensão e capacidade de agarramento e pinçamento inferiores à da mão humana).

Palavras-chave: Prótese de mão, Impressão 3D, Acrilonitrila Butadieno Estireno.

ABSTRACT

HAIIDUK, Pedro, F. Pesquisa e Desenvolvimento Estrutural de Prótese de Mão Utilizando Impressão 3D. 43 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

The number of amputated people who use prostheses is significant in Brazil, this is the reason why studies on improving life quality of these patients are required. The focus of this work is to achieve the necessities of people who lost their hand because the lack of the lith has a negative impact on their life quality. The prosthesis is an instrument used to replace a lith or an organ. However, it is difficult to develop a prosthesis that presents high similarity to the human hand. The aim of this study is to develop and manufacture a hand prosthesis with kinematic and dynamic characteristics similar to the human hand using 3D printing and Acrylonitrile Butadiene Styrene. Therefore, Solid Works 2015 version was used for prosthesis parts modeling, Slic3r, Repetier softwares and homemade 3D printer were used for 3D printing. After assembly, the prosthesis was submitted to kinetic analysis, by evaluating degrees of freedom and angles and rays of action; and dynamic analysis, by effort test using Jamar dynamometer and grabbing and clamping test. The obtained prosthesis presents low cost, lightweight and resistance. Some modeling and printing adjustments were needed during manufacturing. The prosthesis presented better kinematic characteristics (14 degrees of freedom and angles and rays of action similar to human hand) than dynamics (grip strength and grasping and clamping capacity lower than the human hand).

Keywords: Hand prosthesis, 3D printing, Acrylonitrile Butadiene Styrene.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Classificação das próteses superiores pelo critério de energia	14
Figura 2 - Próteses mioelétricas.....	16
Figura 3 - Nomenclatura dos ossos que compõem a mão.....	18
Figura 4 - Movimentos executados pela mão humana.....	19
Figura 5 - Tarefas possíveis realizadas pela mão humana na forma de preensão. ..	20
Figura 6 - Modelo de Impressora 3D.....	23
Figura 7 – Ponta do dedo indicador modelado no software Solid Works, com as furações para os cabos.....	27
Figura 8 - Impressora de fabricação caseira do Prof. Ms. Sidney Carlos Gasoto.	28
Figura 9 - Detalhe dos eixos da prótese da mão.....	28
Figura 10 - Indicação da posição inicial do transferidor para mensurar os ângulos..	30
Figura 11 – Demonstração da medição dos ângulos de ação.....	30
Figura 12 - Modelo da prótese finalizado.	32
Figura 13 - Prótese de mão impressa.	33
Figura 14 - Prótese e mão humana em extensão máxima.....	36
Figura 15 - Prótese e mão humana em flexão máxima.....	36
Figura 16 - Teste de força de preensão utilizando dinamômetro Jamar	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais vantagens e desvantagens dos tipos de próteses	17
Tabela 2 - Tipos de fixação de objetos.....	22
Tabela 3 - Tabela com medidas de cada membro da prótese	35
Tabela 4 - Valores das forças do teste de preensão	37
Tabela 5 - Valores medidos no teste de força por preensão.....	38

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

CAD	Computer Aided Design
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
CO ₂	Dióxido de carbono
GDL	Graus de Liberdade
3D	Terceira dimensão
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
ASHT	<i>American Society of Hand Therapists</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Contexto do Tema	11
1.2	Caracterização do Problema	12
1.3	Objetivos.....	12
1.3.1	Objetivo geral	12
1.3.2	Objetivos específicos	12
1.4	Justificativa	12
1.5	Conteúdo ou Etapas do Trabalho	13
1.5.1	Fundamentação Teórica	13
1.5.2	Metodologia	13
1.5.3	Resultados	13
1.5.4	Conclusão	13
2	Fundamentação Teórica	14
2.1	Próteses	14
2.2	Mão humana.....	17
2.2.1	Características dos movimentos	19
2.3	Impressão 3D	22
2.4	Acrilonitrila Butadieno Estireno	24
2.5	Teste de força de preensão	24
3	METODOLOGIA	26
3.1	Desenvolvimento e impressão 3D da prótese	26
3.1.1	Concepção do projeto	26
3.1.2	Modelagem em software CAD	26
3.1.3	Interface CAD/Impressora 3D	27
3.1.4	Impressão 3D	27
3.1.5	Montagem	28
3.2	Análise cinemática da prótese	29
3.3	Avaliação das características dinâmicas.....	30
4	RESULTADOS.....	32
4.1	Desenvolvimento e impressão 3D da prótese	32
4.2	Análise cinemática da prótese	34
4.2.1	Graus de liberdade	34
4.2.2	Mensuração dos ângulos e raios de ação	34
4.3	Avaliação das características dinâmicas.....	37
4.3.1	Teste de esforço	37
4.3.2	Teste de agarramento e pinçamento	38
5	CONCLUSÕES	39
6	REFERÊNCIAS	40

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contexto do Tema

No Brasil, a amputação de membros superiores e inferiores é uma das soluções médicas utilizadas em muitos casos. Porém, é expressivo o número de pacientes que evoluem para a amputação a partir de causas como acidentes de trânsito, de trabalho, diabetes e arteriosclerose, trombose arterial, entre outras (CARVALHO et al, 2005). Amputação é a retirada de um membro por método cirúrgico, traumatismos ou doenças (Caromano et. al, 1992). Em 2010, no Brasil, cerca de 24% da população apresenta algum tipo de deficiência, sendo que 7% destes, aproximadamente 3 milhões de pessoas, apresenta deficiência motora (IBGE, 2010).

A mão é um órgão essencial para interação do ser humano com o ambiente físico em que vivemos, sendo a sua presença primordial para a realização de atividades cotidianas. Ela permite a realização de movimentos de preensão, precisão ou pinças, sendo estes movimentos de grande importância para a qualidade de vida. Portanto, a ausência deste membro compromete as atividades sociais, profissionais e até pessoais do paciente amputado, tanto pela sua importância funcional como psicológica. (NAPIER; TUTTLE, 1993).

A integração de pessoas com deficiência física é um desafio que estimula esforços de equipes multidisciplinares, como de ergonomia, arquitetura e construção civil, porém, a aplicação de tecnologias específicas na forma de próteses funcionais se faz necessária para reabilitação destes indivíduos (ORTOLAN et al, 2001). A prótese é uma das mais antigas inovações em engenharia biomédica. Estas devem contemplar características como: conforto, conveniência, estética, e simplicidade de uso, portanto, o desenvolvimento de próteses envolve um grande conhecimento de engenharia, fisiologia e cinemática (ENDERLE; BRONZINO, 2012).

A prótese é um instrumento desenvolvido para substituir um órgão, membro, ou parte destes (TAGLIARI, 2017). Há relatos de próteses desde 500 anos antes de Cristo, e a partir do século XV houve um grande avanço nos projetos de próteses por Ambróise Paré e Leonardo Da Vinci. Já na Segunda Guerra Mundial criaram-se as primeiras instituições de desenvolvimento de próteses nos Estados Unidos

(BOCCOLINI, 1990). Com o objetivo de melhorar a qualidade de vida das pessoas com amputação, esse projeto consiste no desenvolvimento de uma mão biônica. O método que será empregado para a confecção da mão é a adição de material utilizando uma impressora 3D.

1.2 Caracterização do Problema

O principal fator que motivou a pesquisa e o desenvolvimento deste estudo foi a dificuldade de encontrar próteses que atendam às necessidades essenciais dos pacientes amputados a baixo custo.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo geral

Desenvolvimento e implementação utilizando manufatura aditiva de uma prótese de mão de baixo custo e com características dinâmicas e cinemáticas definidas.

1.3.2 Objetivos específicos

1. Modelagem e impressão 3D da prótese de mão;
2. Análise do deslocamento angular e graus de liberdade por articulação da prótese;
3. Avaliação da força de preensão e capacidade de agarramento de objetos.

1.4 Justificativa

O estudo se dá pelas necessidades apresentadas pelos pacientes amputados e o impacto de tecnologias do âmbito na engenharia biomédica na qualidade de vida destas pessoas. É de se considerar, ainda, a demanda por próteses devido ao número considerável de pessoas com deficiência física, que representa aproximadamente 24% da população brasileira em 2010 (IBGE, 2010).

Para que as próteses se adequem as necessidades dos usuários, fatores como conforto, conveniência, estética, e simplicidade no uso são características importantes (ENDERLE; BRONZINO, 2012). Porém, verifica-se que os produtos existentes no mercado nem sempre seguem estes parâmetros mencionados. Normalmente as próteses apresentam peso e custo elevado. Algumas ainda apresentam baixa funcionalidade e limitações nos movimentos (CARVALHO, 2004).

Portanto, diferentes processos de obtenção de próteses, assim como a utilização de diferentes métodos e materiais para sua manufatura tem como objetivo adequar o produto desenvolvido as necessidades do usuário e melhorar a sua qualidade de vida.

1.5 Conteúdo ou Etapas do Trabalho

1.5.1 Fundamentação Teórica

Neste capítulo é descrito o estado da arte do trabalho, sendo dada uma breve explicação a respeito de próteses, mão humana, impressão 3D, material utilizado (Acrilonitrila Butadieno Estireno) e o teste de força de prensão.

1.5.2 Metodologia

Neste capítulo são descritas com detalhes as etapas do trabalho, desde a concepção do projeto e modelagem da prótese até sua impressão e montagem. Além disso são descritos os testes realizados para analisar as características geométricas superficiais, dinâmicas e a cinemática da prótese.

1.5.3 Resultados

Este capítulo descreve as dificuldades e facilidades encontradas durante o desenvolvimento, descrevendo a própria prótese fabricada. Além disso, são discutidos os resultados obtidos para os testes realizados.

1.5.4 Conclusão

Neste capítulo são resumidos os resultados mais significativos encontrados no trabalho, e analisa-se se os objetivos foram alcançados. Também são sugeridos trabalho futuros relacionados a prótese obtida.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo é apresentada uma revisão da bibliografia para a fundamentação e compreensão deste trabalho.

2.1 Próteses

Há centenas de anos percebeu-se a necessidade de criar artificialmente próteses para membros perdidos. Existem registros de próteses funcionais em 500 anos antes de Cristo, mas nos séculos XV e XVI estão os grandes marcos de suas construções. Tendo destaque Leonardo da Vinci e Ambroise Paré que desenvolveram próteses funcionais para membros inferiores e superiores de forma engenhosa para a época (BOCCOLINI, 1990).

As próteses são utilizadas para substituir um órgão, um membro, ou parte dele usando uma peça ou dispositivo, como: prótese ocular, de membros, dentária, cardíaca entre outras (TAGLIARI, 2017).

Segundo o Núcleo de Reabilitação Ortopédica, as próteses podem ser classificadas em relação às regiões amputadas, com a capacidade funcional, construção mecânica e fonte de energia.



Figura 1 - Classificação das próteses superiores pelo critério de energia
 Fonte – Cunha, 2002 p. 22.

Na Figura 1, as próteses passivas são divididas em passivas para trabalho e estéticas, essas próteses não possuem articulações mecânicas, portanto, não executam movimentos. Elas são semelhantes ao membro a ser substituído, são leves e confortáveis (CUNHA, 2002). As próteses passivas podem ser aplicadas para todos os graus de amputação, mas somente para finalidade estética. (BOCCOLINI, 1990; BARROS, 2005).

As próteses passivas para o trabalho não são usadas atualmente, são próteses que possuíam ferramentas, como por exemplo: martelo, gancho, alicate. Tendo como objetivo ajudar o amputado a realizar algum tipo de trabalho (BOCCOLINI, 1990).

Além das próteses passivas, existem as próteses ativas, que possuem alguma mobilidade e os movimentos podem ser controlados pelo paciente. Os movimentos desse tipo de prótese podem ser originados do próprio amputado, de forma externa ou em conjunto, interna e externa. As próteses movimentadas pelo próprio paciente são articuladas por tirantes ou cabos e o seu acionamento é rudimentar. (CARVALHO, 2004).

As próteses ativas movimentadas de forma externa, podem ser pneumáticas ou elétricas. Elas se tornam semelhantes aos membros naturais. As próteses com movimento pneumático apresentam um compartimento, localizado geralmente na região da axila, com reserva de CO₂ ou ar comprimido. Desta forma, válvulas são controladas por estímulo muscular do coto, e assim ocorre a movimentação da prótese de acordo com a sua mobilidade. É uma prótese não eficiente, além de pesada, possui elevado nível de ruído e não é possível controlar a sua força. (BOCCOLINI, 1990).

As próteses elétricas são classificadas em: controladas por impulsos mioelétricos e as controladas por interruptores. As próteses mioelétricas são comandadas por sinais elétricos gerados pelas contrações musculares do coto, em regiões específicas dos músculos onde são colocados eletrodos que captam esses sinais. Estes enviam sinais para o sistema de controle da prótese, que acionam motores por programação e realizam o movimento desejado. Esse sistema possui bateria como fonte de energia (CUNHA 2002; CARVALHO 2004). A Figura 2 mostra exemplos de próteses mioelétricas.

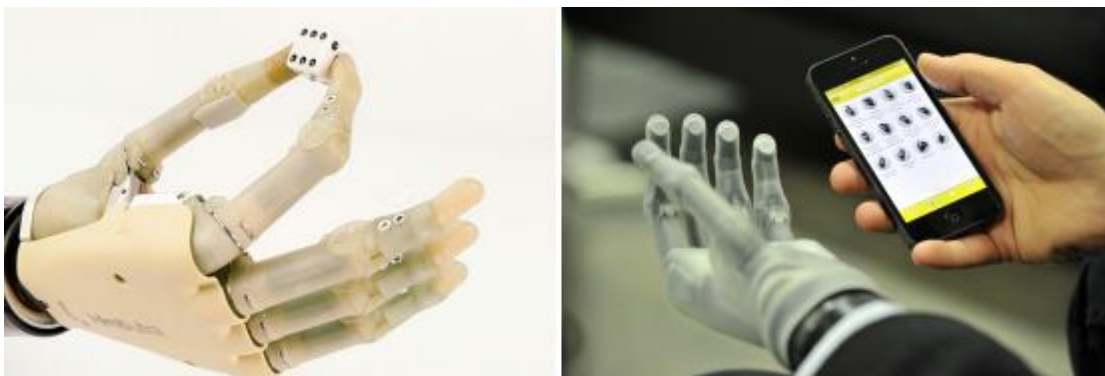


Figura 2 - Próteses mioelétricas.

Fonte: I-LIMB ultra, 2018.

Já as próteses elétricas controladas por interruptores possuem semelhança com as próteses pneumáticas, em que os interruptores são controlados por estímulos musculares e por sua vez, esses interruptores acionam os motores que movimentam o mecanismo da prótese. Esse sistema possui bateria como fonte de energia (BOCCOLINI, 1990; CUNHA 2002).

E por último, existem as próteses híbridas, que apresentam em uma única prótese um elemento característico das próteses acionadas por força própria e um elemento característico das próteses mioelétricas. São aplicadas geralmente para cotos até o cotovelo (BOCCOLINI, 1990).

Um exemplo de prótese híbrida é a prótese de braço. Esta possui no mesmo conjunto um dispositivo que aciona o cotovelo através da força do próprio paciente, e um dispositivo para controlar a mão, que utiliza das características dos sistemas mioelétricos para realizar os movimentos (CARVALHO, 2004).

A Tabela 1 apresenta as principais vantagens e desvantagens dos tipos de próteses descritas anteriormente.

Tabela 1 - Principais vantagens e desvantagens dos tipos de próteses

Prótese	Vantagens	Desvantagens
Prótese Estética	<ul style="list-style-type: none"> - Baixo custo; - Produto relativamente simples; - Satisfaz em grande parte a exigência de aparência do usuário. 	<ul style="list-style-type: none"> - Funcionalidade praticamente nula.
Prótese ativa acionada por força própria	<ul style="list-style-type: none"> - Já fornece uma certa independência ao seu usuário 	<ul style="list-style-type: none"> - Alta dificuldade de adaptação, devido à alta dificuldade de uso contínuo (controle com movimentos não naturais); - Alto custo
Prótese mioelétrica	<ul style="list-style-type: none"> - Funcionalmente, é a melhor opção dentre as três desta tabela, é a prótese que fornece a maior independência ao seu usuário; - O controle da prótese é baseado em movimentos relativamente naturais dos músculos restantes do coto. 	<ul style="list-style-type: none"> - Altíssimo custo; - Alto peso; - Produto mais complexo que os dois outros casos

Fonte: Cunha, 2002, p. 22.

As próteses com maior avanço para substituição de uma mão, são as próteses mioelétricas, por apresentarem uma boa combinação funcional e estética. No mercado já existem próteses mioelétricas que possuem flexibilidade e grau de liberdade que confere a sustentação de carga, ou a manipulação de algo delicado. Além de poder controlar a velocidade e a força dos movimentos, controle que realizada pela intensidade do sinal transmitido pelo músculo do membro (OTTOBOCK, 2017).

2.2 Mão humana

Assumindo duas funções essenciais, como receptor de informações táteis do meio e órgão motor, executando as mais diversas e complexas tarefas, a mão pode assumir várias configurações, tanto dinâmicas como estáticas. Ela localiza-se na parte mais distante do braço (HALL, 1993), possibilitando alcançar objetos em qualquer posição e orientação, dentro dos limites de alcance do braço. Essa grande mobilidade se deve as articulações do braço, em específico a do ombro, que é a articulação com maior número de graus de liberdade do corpo humano (TUBIANA, 1981).

Os músculos são compostos por tecidos, que são responsáveis pelos mais diversos movimentos dos membros inferiores, superiores, pescoço, cabeça e tronco. A característica principal da mão e do braço, é a velocidade de acionamento, e comparando com os músculos dos membros inferiores, sofrem basicamente esforços transversais (GIRAUDET, 1978). Assim, pode-se concluir que uma prótese que

substitua um desses membros superiores deve ter uma maior velocidade de atuação e movimentos precisos do que grande força de funcionamento e resistência a grandes esforços longitudinais (GIRAUDET, 1978).

A mão possui 23 graus de liberdade (GDL), permitindo grande funcionalidade, maleabilidade e a capacidade de se adaptar aos mais diferentes tipos de formatos dos objetos. Os 23 graus são divididos da seguinte forma: 2 para a palma da mão, 5 para o polegar e 4 para cada um dos outros dedos. Essa grande mobilidade se deve a 17 articulações, 27 ossos e 19 músculos que compõem a mão e diversos tendões ativados pelos músculos do antebraço (TUBIANA, 1981). Na Figura 3 é possível observar os conjuntos de ossos que compõem a mão humana e suas respectivas nomenclaturas.

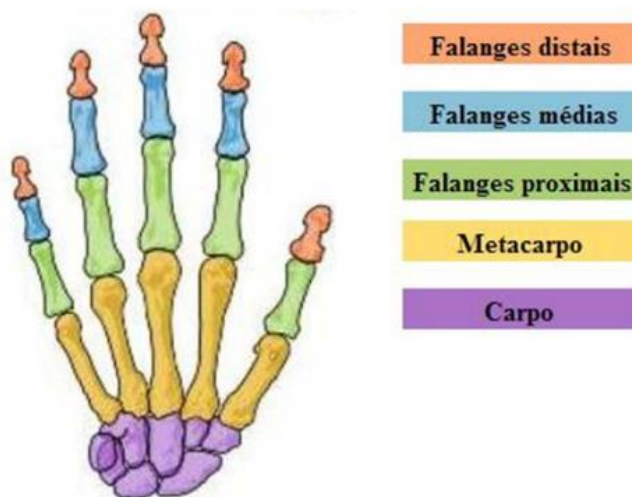


Figura 3 - Nomenclatura dos ossos que compõem a mão.

Fonte: JUNIOR, 2018.

Os dedos são divididos em cinco raios principais e realizam movimentos de extensão e flexão, além de aduções e abduções. As amplitudes e limites desses movimentos podem variar muito de pessoa para pessoa (JUNIOR, 2018).

Conhecendo a anatomia do sistema muscular, articular e nervoso dos membros, é possível desenvolver e fabricar próteses com movimentos mais próximos aos movimentos humano. (KAPANDJI, 2000).

2.2.1 Características dos movimentos

A mão humana é chamada de “ferramenta das ferramentas” (SANCHEZ, 2008), pois possui a capacidade de desenvolver diversos movimentos, conforme mostrado na Figura 4.

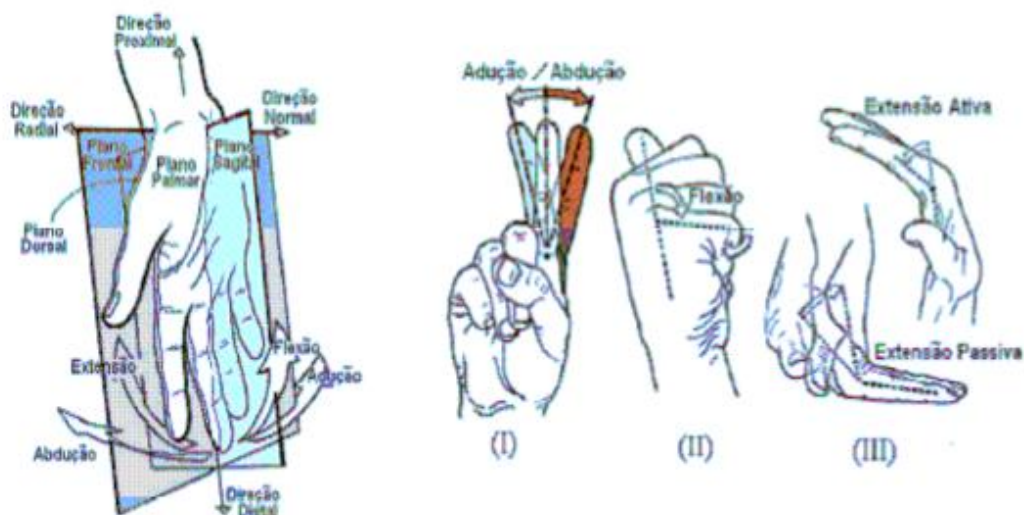


Figura 4 - Movimentos executados pela mão humana:
I – Abdução/adução; II – Flexão; III – Extensão passiva/ativa.
 Fonte: SANCHEZ, 2008.

Os movimentos são detalhados a seguir:

- Fechamento e flexão dos dedos: esse movimento é possível devido a superposição de três articulações presentes em cada dedo e a existência dos músculos extrínsecos poliarticulares;
- Prono supinação: a mão pode se adaptar às mais diversas necessidades devido aos movimentos de extensão ou flexão do pulso ou do cotovelo, além da rotação do antebraço;
- Oposição do polegar: o polegar situa-se na frente dos outros dedos e da palma, associado com os outros dedos pode ser usado como uma garra.

A associação dos movimentos da mão, junto aos do cotovelo, antebraço e punho, além da sensibilidade tátil e adaptação aos contornos dos objetos, possibilita a realização dos mais diversos trabalhos, resumidos na Figura 5.

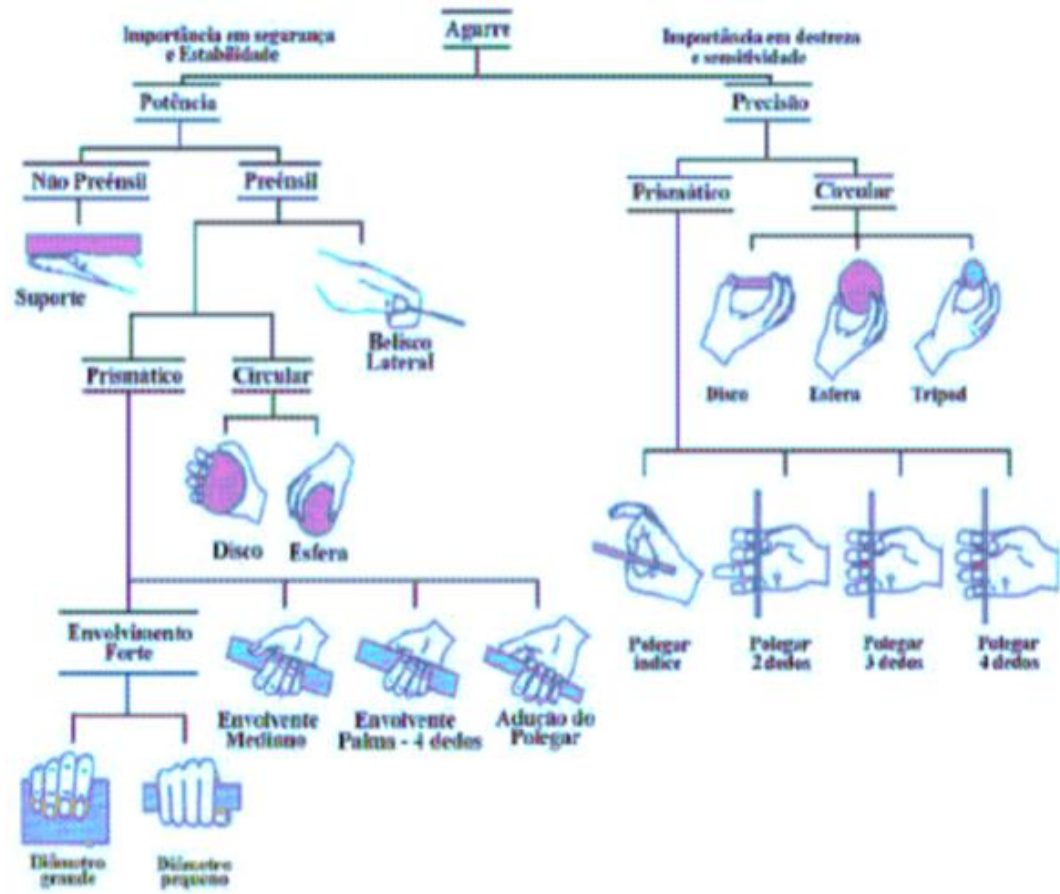


Figura 5 - Tarefas possíveis realizadas pela mão humana na forma de preensão.
Fonte: SANCHEZ, 2008.

O agarramento pode ser descrito como o a união do objeto com a mão. A união pode variar conforme as características físicas (temperatura, peso e material) e geométricas (tamanho e forma), além do tipo de garra ou preensão escolhida para segurá-lo. As forças inseridas nesse processo podem ser a força peso ou algum tipo de distúrbio (vibração por exemplo) do objeto e as forças geradas pelos músculos extrínsecos e intrínsecos e o atrito gerado entre o objeto e a pele (TUBIANA, 1981).

O atrito é essencial no equilíbrio das forças originadas do objeto com as forças originadas da mão. Evita o deslizamento do objeto, pois age de forma proporcional à área de contato entre a mão e o objeto. Isso se deve a uma série de fatores, que juntos, previnem o deslizamento do objeto entre os dedos. Esses fatores são: reentrâncias concêntricas, chamadas de digital; unha; as ligações fibrosas entre a membrana que contorna os ossos; e as glândulas sudoríparas que deixam a pele com um aspecto mais adesivo (TUBIANA, 1981).

A ação de agarrar um objeto pode estar associada ao momento e à força exercida no objeto pela mão, podendo mover ou não o objeto. Esse aspecto é chamado de “*force-closure*” (preensão por força). Pode-se dizer que um objeto é apertado por preensão se, e somente se, puder aplicar um conjunto de contatos, um momento e uma força aleatórios nesse objeto, mantendo-o preso (POLIS, 2009).

É possível dizer que o objeto está imobilizado devido a diversas forças de contato da mão. Outra forma que uma garra pode adquirir é do tipo “*form closure*” (preensão por forma). Essa forma consiste em manter o objeto preso entre o espaço dos dedos e da mão, independente da força aplicada pelo mecanismo. Assim, pode-se dividir o ato de agarrar em dois grupos: garras e as pinças, podendo ser do tipo *form* ou *force closure* (POLIS, 2009).

De acordo com as análises feitas por Soares et. al (2012), utilizando dinamômetro de preensão manual, o valor de força médio encontrado para os homens é 48 kg e para mulheres 30 kg. As principais formas de pinças são: as compostas por dois dedos, geralmente o polegar e o indicador, que podem ser divididas em: pinça de precisão e de força, esse tipo de pinça é chamado de dígito-digitais; e as compostas por três dedos: indicador, dedo médio e polegar e são chamadas de pinças tridigitais (POLIS, 2009). A Tabela 2 mostra diversos tipos de preensão de objetos.

Tabela 2 - Tipos de fixação de objetos (CUNHA, 2002).

	FUNÇÕES	CONFIGURAÇÃO	OBJETOS
PINÇAS	Pinças digito – digitais e Pinça de força	O indicador em oposição ao polegar, com boa parte das falanges distais em contato entre si.	Cilindros, esferas, cones, paralelepípedos com pequenas dimensões e lâminas.
	Pinças tridigitais	O polegar em oposição aos dedos indicador e médio, com a extremidade dos três dedos em contato entre si.	Cilindros, esferas e cones, com pequenas dimensões
GARRAS	Garra composta	A região da face média do indicador em contato com a polpa do polegar em abdução.	Cilindros, esferas, cones, paralelepípedos com pequenas dimensões e lâminas.
	Garra de força	O objeto é envolvido pelos cinco dedos, sendo o polegar o responsável por fechar a garra. Os dedos mínimo e anular estabilizam a forma da garra.	Cilindros, esferas, cones, paralelepípedos que possuem uma dimensão maior que os limites da mão.
	Garra em gancho	Parecido com a garra de força, porém o sentido da força exercida pelo objeto é axial em relação ao braço.	Principalmente cilindros ou objetos em forma de alça.
	Garra Palmar	O objeto é envolvido por todos os dedos, pressionando-o contra a palma da mão.	Cilindros, esferas, cones, paralelepípedos que são limitados pelo tamanho da mão.

2.3 Impressão 3D

Nos anos 80, Charles Hull criou um método de obtenção de um objeto 3D imprimindo camadas sucessivas de um material. A este processo ele deu o nome de Estereolitografia (HULL, 1986). Este método foi popularizado com o nome de impressão 3D.

Com a expiração das patentes de modelagem por deposição fundida (STRATASYS, 2018), ocorreu a abertura do mercado tecnológico para extrusão de material. Com a popularização da impressão 3D, vários projetos “*open source*” (código aberto) e kits “faça você mesmo” ajudaram na construção de impressoras 3D caseiras.

Além disso, a impressão 3D se tornou uma ferramenta eficaz na educação em engenharia, proliferando o aprendizado prático (GONZALEZ-GOMEZ et al., 2012).

Dentre os mais antigos projetos de impressora 3D está o RepRap. Esse projeto teve como objetivo criar um software grátis e código aberto para impressão 3D, sendo a impressora replicável, capaz de imprimir algumas de suas próprias partes (REPRAP, 2018).

A impressão 3D tem como fundamento a extrusão plástica e a deposição de camadas, diferente de uma ferramenta de usinagem que retira material de um bloco maciço para obtenção da forma desejada. O equipamento é composto por 3 eixos: X, Y e Z. Um bico extrusor desliza sobre o eixo X, uma mesa desliza pelo eixo Y e o terceiro eixo (Z) permite regular a altura. Motores de passo controlam os eixos e um circuito eletrônico integrado controla a temperatura do bico extrusor e da mesa, conforme Figura 6 (AZEVEDO, 2013).

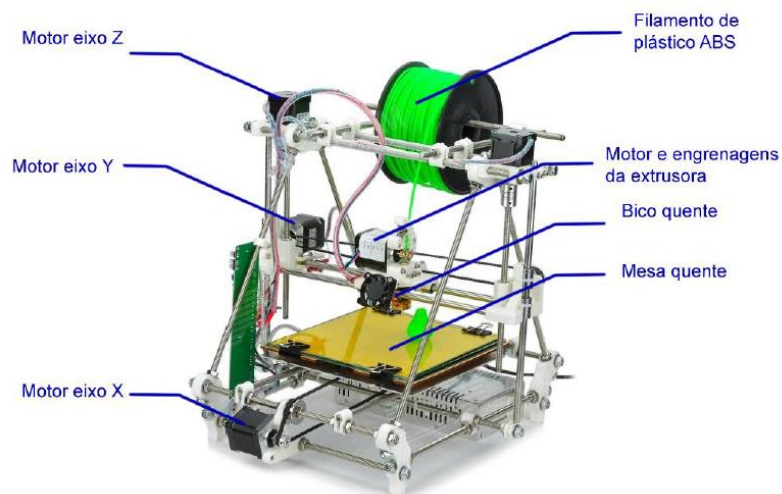


Figura 6 - Modelo de Impressora 3D.

Fonte: AZEVEDO, 2013.

A manufatura por adição de material por camadas possui as seguintes vantagens: fabricação de formas complexas, controle da densidade do material, combinação de diferentes materiais para a impressão de uma mesma peça, rapidez na impressão de peças e protótipos. Assim, a impressão 3D torna-se um processo competitivo em relação aos processos convencionais de manufatura (SILVA; MAIA, 2014).

Estas vantagens têm gerado cada vez mais o interesse dos profissionais da área da saúde, que perceberam que poderiam desenvolver ferramentas personalizadas, diminuir o tempo de intervenção cirúrgica, melhorar o entendimento dos pacientes e criar próteses personalizadas para a necessidade de indivíduo (DVORAK, 2006; FOGGIATO 2006).

2.4 Acrilonitrila Butadieno Estireno

Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) é uma resina termoplástica composta de uma fase contínua de acrilonitrila (monômero sintético produzido a partir de propileno e amônia) e estireno (obtido do carvão), junto a uma fase de partículas uniformemente distribuídas de butadieno (hidrocarboneto obtido da indústria petrolífera). A mistura pode apresentar diferentes proporções de seus constituintes, conforme as características desejadas do material final. As principais variações encontradas são: ABS de utilização geral, ABS de baixo ou alto brilho, ABS de alto impacto e ABS de alto fluxo (ABS de baixa viscosidade) (ABS Material, 2018; ADAMS, BUCKLEY, COLBORN, 1993).

Esta resina é muito utilizada na indústria automotiva, telecomunicações e mercados consumidores. É importante ressaltar que se trata de um material plástico interessante para reciclagem (BOLDIZAR e MOLLER, 2003).

O copolímero Acrilonitrila Butadieno Estireno apresenta propriedades interessantes para sua aplicação industrial, como leveza, resistência a abrasão e facilidade de formabilidade (VISHWAKARMA, 2017). Também pode ser considerado de preço médio, além de ser rígido, ter boa estabilidade dimensional, propriedade elétrica considerada constante, alta resistência a tração, bom desempenho em temperaturas baixas e altas, boa resistência química e ductilidade. As propriedades do material dependem também do seu processamento: baixas temperaturas de moldagem aumentam a resistência a impacto, enquanto a moldagem em altas temperaturas melhora a resistência ao calor e o brilho do material (GORSKI, 2015; ARIVAZHAGAN, 2012; ABS Material, 2018).

2.5 Teste de força de preensão

A força muscular humana está diretamente relacionada com a capacidade funcional do indivíduo. Ela é definida como a habilidade de um músculo em resistir ou

produzir uma força, e pode ser classificada como: isotônica, isométrica e isocinética. A medição da força de preensão para a determinação do esforço, está se tornando uma prática corriqueira, especialmente na medicina legal e reabilitação de pacientes (SOARES et. al, 2012; FAIRFAX, et al., 1995). Para medir a força muscular, utiliza-se um instrumento chamado dinamômetro, que mede a força isométrica (estática) através da aplicação de uma força em objeto móvel. O processo consiste na contração do músculo, que permanece tensionado constantemente por um curto período de tempo (SOARES et. al, 2012).

Todo procedimento que consiste na apuração de uma força feita por compressão ou pressão de um segmento que tenha carga é chamado de dinamometria. O teste é geralmente realizado por um aparelho portátil (dinamômetro) e é considerado um teste de baixo custo, não invasivo e rápido (SOARES et. al, 2012). Diversos fatores podem influenciar os valores medidos, tais como: horário do teste, incentivo visual e/ou verbal, sexo, variações antropométricas, entre outros. Os valores medidos no teste auxiliam os profissionais da saúde na interpretação dos resultados e na escolha de tratamentos para os pacientes (BOHANNON, 1998; MOREIRA, 2003).

Para avaliação da força da mão humana, existem alguns instrumentos que são classificados em quatro categorias: pneumático, hidráulico, extensômetro e mecânico. O dinamômetro Jamar foi desenvolvido por Bechtol em 1954, e é caracterizado por um sistema hidráulico ou digital de medição. É considerado um instrumento de fácil uso e de leitura direta e rápida. A *American Society of Hand Therapists* (ASHT) recomenda esse instrumento para medição da força de preensão manual (SHECHTMAN et. al, 2005). O dinamômetro Jamar é composto por uma alça fixa e outra móvel, a alça móvel pode ser configurada em cinco posições possíveis (FRY et al., 2006), possibilitando o ajuste da mão do paciente no instrumento (SCOTT AD, 1989). A força é medida através de um sistema hidráulico fechado, essa força é aplicada por uma contração isométrica da mão sobre as alças (TAYLOR, 2000). As unidades de medida podem ser em quilogramas ou libras (HANTEN et al., 1999).

3 METODOLOGIA

Nesse capítulo é descrito o desenvolvimento do projeto em suas etapas de evolução, com a finalidade de obter uma estrutura de prótese de mão humana e avaliá-la quanto a sua modelagem e impressão 3D, características geométricas e superficiais, além de realizar análise cinemática e dinâmica.

3.1 Desenvolvimento e impressão 3D da prótese

3.1.1 Concepção do projeto

O modelo da prótese foi baseado na mão direita do autor desse trabalho de conclusão de curso, principalmente em relação as dimensões e mobilidade. Além disso, modelos de prótese já existentes encontrados em projetos em código aberto (*open source*) foram usados como referência para as articulações da mão. Na literatura estão disponíveis diversos projetos consolidados de prótese de mão, que já passaram por testes e correções de possíveis problemas tanto de projeto e impressão como de funcionalidade. Após o levantamento de dados e referências, foi iniciada a etapa de modelagem utilizando o *software Solid Works*.

3.1.2 Modelagem em software CAD

O *software CAD Solid Works* versão 2015 foi utilizado para a modelagem da prótese. Esse possui diversas ferramentas que auxiliam no desenvolvimento e na melhoria do projeto, além de contar com uma interface muito intuitiva e de fácil uso, o que facilita a modelagem.

Cada parte da mão foi modelada separadamente, totalizando 16 peças, sendo que 14 compõem os dedos e 2 a palma da mão. A palma da mão é bipartida, para facilitar sua união com os dedos. Para que a prótese possa simular os tendões dos dedos, foram inclusas furações em cada parte dos mesmos para colocação de cabos, que são responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão (como mostra a Figura 7).

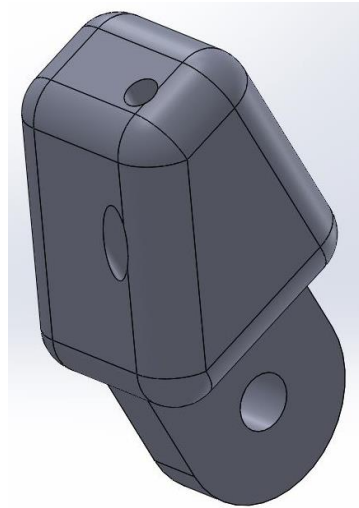


Figura 7 – Ponta do dedo indicador modelado no software Solid Works.

Fonte: O autor, 2018.

Após a modelagem de cada parte que compõem a prótese, fez-se a montagem dos membros para verificar a mobilidade, a estética e possíveis interferências. Essa etapa foi realizada no *software Solid Works*, utilizando a ferramenta de montagem.

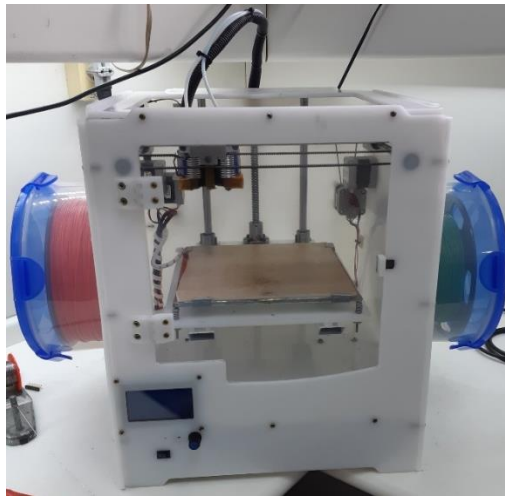
3.1.3 Interface CAD/Impressora 3D

Após a conclusão da modelagem em CAD, os arquivos foram salvos na extensão STL e transferidos para um *software* chamado *Repetier*. Esse permite selecionar a melhor posição para a impressão, que está diretamente relacionada com a resistência da peça. Então é selecionado o “fatiador” da peça, que nesse caso é o *software Slic3r*. Esse permite a configuração da impressora quanto a: temperatura da mesa e da extrusora, velocidade de impressão, impressão de suportes adicionais para peças complexas, densidade de impressão, altura das camadas, tipo de preenchimento, entre outras configurações. Além disso, permite gerar o *G-code*, que armazena todas as informações necessárias para a impressão. Então o *G-code* é transferido para o gerenciador, que no caso é o *firmware Marlin*, que controla os componentes da impressora.

3.1.4 Impressão 3D

A impressora 3D utilizada é de fabricação caseira do Prof. Ms. Sidney Carlos Gasoto, conforme mostra a Figura 8, em que a base se desloca no eixo Z (para cima e para baixo), e a extrusora nos eixos X e Y (para os lados). Para iniciar a impressão, é necessário que a mesa esteja a 100°C. Enquanto ela aquecia, foi realizado seu auto

nivelamento. Caso haja algum desnivelamento, este é corrigido na impressão da peça. Em seguida a impressora extrudou um pouco de material, para garantir que este não faltasse no começo da impressão e para melhorar a fixação da peça na mesa. A primeira camada impressa apresenta uma borda maior que a camada de saia. A partir desses ajustes, iniciou-se a impressão 3D camada a camada. Para agilizar o processo, foram impressas pelo menos 5 peças pequenas ao mesmo tempo, pois assim diminui-se o tempo de preparação de cada peça.



**Figura 8 - Impressora de fabricação caseira do Prof. Ms. Sidney Carlos Gasoto.
Fonte: O autor, 2018.**

3.1.5 Montagem

Após a impressão e acabamento das peças, a prótese de mão foi montada. Nos ligamentos das juntas dos dedos, foram utilizados eixos com rosca de 4mm de diâmetro e 18mm de comprimento. Assim apresentam melhor aderência, além do baixo custo e boa resistência, como é possível observar na Figura 9.



**Figura 9 - Detalhe dos eixos da prótese da mão.
Fonte: O autor, 2018.**

Em seguida, dois cabos foram amarrados nas pontas dos dedos, passando por dentro de cada dedo. De forma que um cabo passa pela frente e outro por trás do eixo da articulação, para garantir os movimentos. Os cabos também passam pela palma da mão e saem na altura do punho. Eles têm como função simular os tendões dos dedos e da mão, permitindo flexionar e estender.

3.2 Análise cinemática da prótese

A quantificação dos graus de liberdade pode ser relacionada a mobilidade do membro avaliado, isto é, quais movimentos e limitações o membro possui. Os graus de liberdade (GDL) foram mensurados para cada membro da prótese e a sua somatória foi comparada aos graus de liberdade da mão humana, que são 23, de acordo com Tubiana (1981). Os GDL's faltantes na prótese foram avaliados para verificar a possibilidade e a necessidade de alteração no projeto.

Outra análise realizada foi a mensuração dos ângulos e dos raios máximos de ação de cada membro, utilizando um transferidor e um paquímetro. Essa análise foi aplicada a prótese e a mão direita do autor desse trabalho, para fins de comparação, assim, é possível avaliar se a prótese está de acordo com os parâmetros da mão de referência. Para a mensuração dos ângulos de ação, foi posicionado o transferidor no centro do eixo de cada articulação dos dedos, alinhando o eixo X (indicado pela linha vermelha da Figura 10) do transferidor com o membro em estudo. Em seguida esse membro foi flexionado até o seu limite de movimento, como mostra a Figura 11. No cálculo dos raios de ação, foi mensurada a distância entre o eixo do ligamento dos dedos com a palma da mão e a ponta dos dedos, utilizando um paquímetro.



Figura 10 - Indicação da posição inicial do transferidor para mensurar os ângulos de ação. Fonte: O autor, 2018.

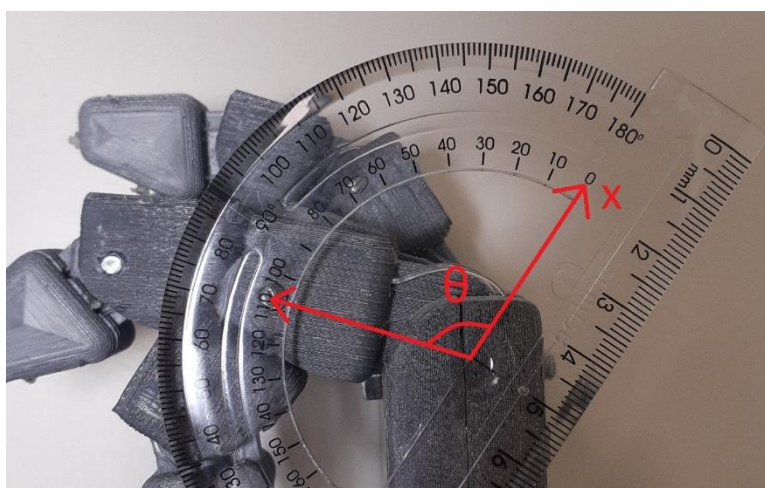


Figura 11 – Demonstração da medição dos ângulos de ação indicados pela letra θ . Fonte: O autor, 2018.

3.3 Avaliação das características dinâmicas

Para avaliar a força de prensão manual, foi aplicado o método sugerido pela Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (ASHT), em que o paciente permanece sentado em uma cadeira, mantendo a coluna ereta, joelhos e cotovelo flexionados a 90°, antebraço em meia pronação, ombro em adução e rotação neutra e punho posicionado na forma neutra com uma leve extensão. O paciente deve manter o braço suspenso e segurar o dinamômetro no nível das falanges médias dos dedos. Os resultados obtidos para a prótese serão comparados aos resultados obtidos para o

teste aplicado a mão do autor. Pois apesar das análises feitas por Soares et. al (2012) apresentarem resultado de força média para os homens de 48 kg, o projeto da prótese foi baseado na mão do autor.

Foi necessária a construção de uma estrutura que segure e mantenha a prótese firme para a realização do teste de força de preensão. Após a fixação da prótese na estrutura, posicionou-se o dinamômetro na mão. Para testar a força do conjunto, os cinco cabos responsáveis pela flexão dos dedos foram puxados de forma uniforme. Assim foi possível medir o quanto de força a prótese pode gerar sem ser danificada.

Os movimentos de pinça e de garra, descritos na Tabela 2, foram avaliados neste teste utilizando objetos de diversas geometrias e tamanhos, como: esferas, cilindros, e folhas de papel. Foram consideradas três tentativas de segurar cada objeto, sendo observado se o mesmo é mantido estável enquanto a prótese é movimentada de forma aleatória.

4 RESULTADOS

São descritos nessa seção as observações quanto a impressão da prótese e as características da própria prótese, assim como os resultados obtidos nos testes.

4.1 Desenvolvimento e impressão 3D da prótese

O tempo necessário entre a concepção e modelagem da prótese foi de aproximadamente 20 horas, considerando algumas alterações do projeto original, devido ao processo de impressão. Originalmente, a prótese apresentaria dedos ocios, pois pensava-se que gastaria menos material na impressão. Porém, para peças ociosas seria necessária a impressão de estruturas de apoio, e conseqüentemente gastaria mais material. Portanto, o projeto foi corrigido e adaptado. O resultado da modelagem da mão é observado na Figura 12.

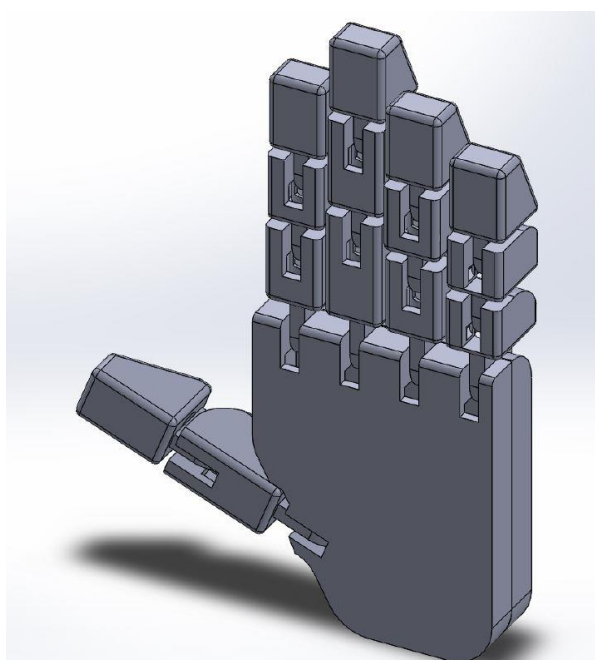


Figura 12 - Modelo da prótese finalizado.
Fonte: O autor, 2018.

Em média foi necessário o tempo de 1 hora e 30 minutos para impressão de cada parte dos dedos e 6 horas para impressão das partes da palma da mão, totalizando aproximadamente 33 horas de impressão. Porém, algumas peças impressas tiveram que ser descartadas, ou por apresentarem defeitos, ou por descolaram da mesa, sendo necessário repetir sua impressão. Assim, houve tempo

de retrabalho além das horas de impressão. Para evitar que a peça descolasse da mesa, foram inseridas abas que aumentavam seu contato. Após a impressão estas abas eram passivas de retirada.

Na montagem da prótese, primeiramente foram cortados 9 eixos roscados de 4 mm de diâmetro e 18 mm de comprimento para as articulações dos dedos; e um eixo com 70 mm de comprimento para a ligação dos dedos com a palma da mão. Foi necessária a remoção de material na furação, para poder colocar os eixos. O material removido é a estrutura de apoio de impressão dos furos. Após a colocação dos eixos, foi observado um problema de limitação de movimento de todos os dedos. A interferência entre as falanges era muito grande, sendo necessária a remoção de material próximo as articulações, para aumentar os ângulos de ação. Em seguida foram colocados os cabos, que permitem os movimentos de flexionar e estender os dedos. Observou-se que os movimentos foram realizados normalmente. Também foram observadas características vantajosas como leveza e resistência. A Figura 13 mostra a prótese pronta.



Figura 13 - Prótese de mão impressa.

Fonte: O autor, 2018.

4.2 Análise cinemática da prótese

4.2.1 Graus de liberdade

Os movimentos dos membros da prótese foram avaliados. Obteve-se um total de 14 graus de liberdade, divididos da seguinte forma: 2 para o polegar, 3 para os outros dedos e 0 para a palma da mão. A partir disso, analisou-se quais graus de liberdade que estão faltando para os membros da prótese, para que se assemelhem mais a mão humana, que apresenta 23 GDL, segundo Tubiana (1981). O resultado obtido é descrito a seguir: faltam GDL 3 para o polegar, 1 para os outros dedos e 2 para a palma da mão.

A falta de alguns graus de liberdade nos membros se deve as complexidades que esses movimentos apresentam. A correção dos mesmos pode acarretar no aumento dos custos da prótese, pois a modelagem e impressão se tornariam mais complicados, passíveis de erros. Além disso, poderia causar diminuição da resistência mecânica da mão, pois os mecanismos de movimentação dos membros se tornariam mais complexos para o mesmo espaço da prótese, por exemplo: Caso fosse considerado o movimento de abdução e adução no projeto, seria necessária a inclusão de um eixo perpendicular ao eixo do movimento de flexão e extensão, isso em um espaço pequeno, tornando a articulação menos resistente mecanicamente. Por isso, optou-se por uma prótese mais simples, porém, com boa funcionalidade, resistência e baixo custo.

4.2.2 Mensuração dos ângulos e raios de ação

Os valores mensurados estão descritos na Tabela 3, sendo possível comparar os valores obtidos para prótese com os obtidos para a mão do autor.

Tabela 3 - Tabela com medidas de cada membro da prótese.

Membro	Falange	Comprimento (mm)		Largura (mm)		Espessura (mm)		Ângulo de ação θ (graus)		Raio de ação (mm)	
		Prótese	Mão	Prótese	Mão	Prótese	Mão	Prótese	Mão	Prótese	Mão
Polegar	Proximal	50	40	18	20	25	28	120	60	72	65
	Distal	33	30	18	22	23	25	80	130		
Indicador	Proximal	38	45	18	19	25	18	130	120	90	94
	Medial	30	25	18	18	25	14	80	120		
	Distal	32	22	18	17	22	12	70	80		
Médio	Proximal	38	45	18	19	25	18	110	120	106	105
	Medial	37	32	18	18	25	14	80	120		
	Distal	32	25	18	17	25	12	80	80		
Anelar	Proximal	38	40	18	17	25	18	110	120	90	100
	Medial	30	30	18	17	25	14	80	120		
	Distal	32	25	18	17	22	12	80	80		
Mínimo	Proximal	24	35	18	16	25	14	110	120	75	82
	Medial	25	22	18	15	25	11	80	120		
	Distal	32	22	18	15	22	10	80	80		
Palma	-	98	95	80	80	26	27	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

É possível observar que os valores medidos dos raios de ação da prótese estão bem próximos aos da mão humana, somente o dedo anelar que possui a maior diferença, de 10mm. Os valores dos ângulos de ação proximal e distal da prótese também estão bem próximos dos valores da mão humana, porém isso não quer dizer que os dedos possuem os mesmos limites de posição em relação a palma da mão quando estão no fim de curso. A prótese possui o movimento de extensão maior que o da mão humana, principalmente da falange proximal, como é possível observar na Figura 14, e o movimento de flexão é mais limitado (Figura 15).

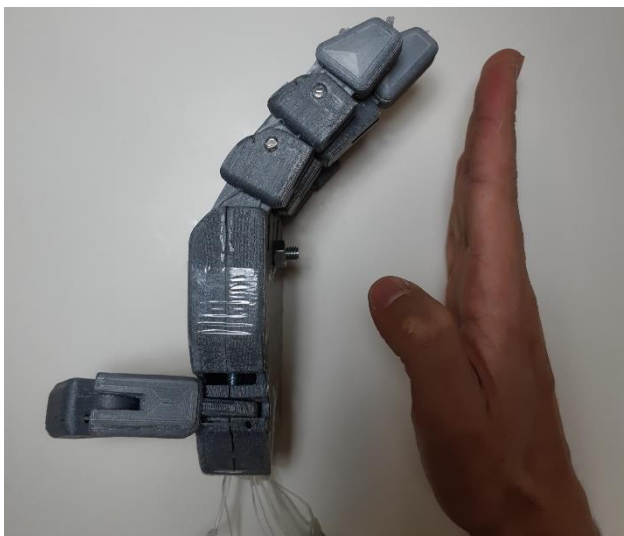


Figura 14 - Prótese e mão humana em extensão máxima.
Fonte: O autor, 2018.



Figura 15 - Prótese e mão humana em flexão máxima.
Fonte: O autor, 2018.

4.3 Avaliação das características dinâmicas

4.3.1 Teste de esforço

Os valores da força de preensão encontrados para a prótese e para a mão do autor através do teste de esforço estão descritos na Tabela 4.

Tabela 4 - Valores das forças do teste de preensão.

	Teste 1 (kgf)	Teste 2 (kgf)	Teste 3 (kgf)	Média (kgf)
Mão humana	30	29	29	29,67
Prótese	6	5	7	6

Fonte: O autor, 2018.

Os dois valores médios encontrados foram comparados com o valor médio encontrado no estudo do Soares et. al (2012). Observou-se que a prótese apresenta dificuldade em segurar o dinamômetro, isso pode ter influência no valor aferido. O dinamômetro Jamar possui uma forma ondulada na haste que é apertada pelos dedos, como é possível observar na Figura 16. Assim, somente dois dedos, médio e anelar, conseguiram ter total contato com a haste. Outra dificuldade encontrada foi a falta de apoio do dinamômetro com a palma da mão e o polegar: quando os cabos eram tensionados, o dinamômetro tinha a tendência de rotacionar no sentido anti-horário em relação ao polegar. Para evitar esse problema, foi necessário segurar o dinamômetro com a mão esquerda, enquanto a direita tencionava os cabos.



Figura 16 - Teste de força de preensão utilizando dinamômetro Jamar.

Fonte: O autor, 2018.

4.3.2 Teste de agarramento e pinçamento

Neste teste avaliou-se qualitativamente o movimento de pinça e de garra da prótese, para isso foram selecionados alguns objetos com geometrias, dimensões e pesos variados. Os resultados estão descritos na

Tabela 5, sendo que os resultados possíveis são: apto e não apto para segurar o objeto.

Tabela 5 - Valores medidos no teste de força por preensão.

Movimento	Objetos	Apto para segurar	Não apto para segurar
Garra	Bola menor	X	
Garra	Bola maior	X	
Garra	Cilindro menor	X	
Garra	Cilindro maior	X	
Pinça	Folha de papel		X
Pinça	Caneta		X
Garra	Sacola de mercado carregada com 5 quilos	X	
Garra	Garrafa plástica de água	X	
Garra	Celular smartphone		X

Fonte: O autor, 2018.

É possível observar que não houve sucesso ao executar o movimento de pinça para segurar os objetos, pois quando o cabo do indicador era tracionado para realizar o movimento com o polegar, a falange distal se aproximava da palma da mão e se distanciava da ponta do polegar, impossibilitando o movimento. Outro fator que dificultou a ação de segurar os objetos, foi a falta de material emborrachado nos membros e na palma. Por exemplo, no teste com o celular *smartphone*, a prótese chegava a englobar o celular, porém, o mesmo deslizava pela palma da mão e pelos dedos. Para objetos com dimensões maiores e geometrias cilíndricas, esféricas ou com forma de gancho obteve-se sucesso, por exemplo: para segurar a sacola de mercado com 5 quilos em produtos e a garrafa plástica de água a prótese manteve a firmeza na flexão dos dedos, enquanto os cabos eram tracionados.

5 CONCLUSÕES

No presente trabalho foi desenvolvida uma prótese de mão utilizando impressão 3D em material ABS. Conclui-se que foi possível a impressão 3D de prótese de baixo custo, leve e resistente utilizando como modelo a mão do autor, o software Solid Works para modelagem e Repetier e Slic3r para interface. Ajustes como a colocação de abas para aumentar o contato da peça com a mesa foram necessários para evitar que as mesmas descolassem. Todos os testes propostos foram possíveis de realização com a prótese obtida, sendo obtidos os seguintes resultados para cada objetivo específico descrito:

- Modelagem e impressão 3D da prótese de mão: A modelagem foi executada como planejado, apesar dos problemas descritos durante a impressão 3D. Seria necessário maior conhecimento prévio da impressão para evitar erros de projeto. Contudo, o formato da prótese foi uma das principais causas dos resultados inferiores aos esperados obtidos nos testes de força.

- Análise do deslocamento angular e graus de liberdade por articulação da prótese: Os ângulos e raios máximos de ação da prótese, apesar de parecidos com os da mão humana, geraram um movimento de extensão superior ao da mão. Desta forma, gerando um movimento de flexão limitado, o que pode ter prejudicado a função de pinçamento, como observado no teste de característica dinâmica. Quanto aos graus de liberdade, foram obtidos 14 GDL. Portanto, a prótese apresenta boa mobilidade, apesar de representar 61% dos GDL da mão humana.

- Avaliação da força de preensão e capacidade de agarramento de corpos de prova: Os resultados do teste de agarramento foram satisfatórios para objetos maiores e insatisfatórios para objetos menores. Assim como o teste de pinçamento, que também apresentou resultados inferiores aos esperados. Estes parâmetros poderiam ser evitados na etapa de modelagem da prótese. A força de preensão medida na prótese, apesar de representar praticamente 20% do valor da mão humana, apresentou um bom resultado, pois nos testes de agarramento, realizou com sucesso alguns esforços que são considerados cotidianos, sem danificar a prótese.

6 REFERÊNCIAS

ABS Material. Disponível em: <<http://www.absmaterial.com/>> Acesso em: 23 maio de 2018.

ADAMS, M. E.; BUCKLEY, D. J.; COLBORN, R. E. **Acrylonitrile-butadiene-styrene polymers**. Shawbury: iSmithers Rapra Publishing, 1993.

ARIVAZHAGAN, Adhiyamaan; MASOOD, S. H. Dynamic Mechanical Properties of ABS Material Processed by Fused Deposition Modelling. *International Journal of Engineering Research and Applications (IJERA)*, v. 2, n. 3, p. 2009–2014, mai-jun. 2012. Disponível em: <<https://pdfs.semanticscholar.org/56b4/9df64670c98d0083649c67b68a4cb662fa81.pdf>> Acesso em: 23 maio de 2018.

AZEVEDO, Fábio Mariotto. **Estudo e projeto de melhoria em máquina de impressão 3D**. 2013. 38p. Monografia de Conclusão de Curso (Graduação) - Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013. Disponível em: <<http://www.tcc.sc.usp.br/tce/disponiveis/18/180450/tce-16012014-152931/?&lang=br>> Acesso em: 23 maio de 2018.

BARROS, Kety R. **Metodologia para Classificação de Sinais EMG para controle de Próteses com Baixo Esforço Computacional**. 2005. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005. Disponível em: <<http://repositorio.ufu.br/handle/123456789/14654>> Acesso em: 23 maio de 2018.

BOCCOLINI, Fernando. **Reabilitação: amputados, amputações e próteses**. São Paulo: Robe, 1990.

BOLDIZAR, Antal.; MÖLLER, Kenneth. Degradation of ABS during repeated processing and accelerated ageing. *Polymer Degradation and Stability*, v. 81, n. 2, p. 359–366, fev. 2003. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141391003001071>> Acesso em: 23 maio de 2018.

BOHANNON, Richard W. Hand-grip dynamometry provides a valid indication of upper extremity strength impairment in home care patients. *Journal Hand Ther*, v. 11, p. 258-60, 1998. Disponível em: <[https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(98\)80021-5/pdf](https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(98)80021-5/pdf)> Acesso em: 30 Maio de 2018.

CAROMANO, Fátima A. et al. Incidência de Amputação de Membro Inferior, Unilateral: Análise de Prontuários. **Rev. Ter. Ocup. USP**, São Paulo, v. 3, p. 44-53, 1992. Disponível em: <<http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IsisScript=iah/iah.xis&src=google&base=LILACS&lang=p&nextAction=lnk&exprSearch=140253&indexSearch=ID>> Acesso em: 28 maio de 2017.

CARVALHO, Francieli S. et al. Prevalência de amputação em membros inferiores de causa vascular: análise de prontuários. **Arq Ciênc Saúde Unipar**, Umuarama, v.9 n.1, jan./mar., 2005. Disponível em:

<<http://revistas.unipar.br/index.php/saude/article/view/215/189>> Acesso em: 28 maio de 2017.

CARVALHO, Gustavo L. de. **Proposta de um Método de Projeto de Próteses de Membros Superiores com a Utilização da Engenharia e Análise de Valor**. 2004. 166 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3132/tde-12012006-103703/en.php>> Acesso em: 23 maio de 2018.

CUNHA, Fransérgio L. **Mão de São Carlos, uma Prótese Multifuncional para Membros Superiores – Um Estudo dos Mecanismos, Atuadores e Sensores**. 2002. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-13032006-124951/en.php>> Acesso em: 23 maio de 2018

DVORAK, P. Rapid Prototyping a Kidney and More. *Medical Design Magazine*, Jul-/Ago, 2006.

ENDERLE, John D.; BRONZINO, Joseph D. **Introduction to biomedical engineering**. Academic press, 2012. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=twc-GLOtIQQC&oi=fnd&pg=PP2&dq=bioengineering+prosthetics&ots=PHCUDmqgqew&sig=42PQZgCOqN-MdDkk-vJyIBoVsRc#v=onepage&q=bioengineering%20prosthetics&f=false>> Acesso em: 28 maio de 2017.

FAIRFAX, A.H.; BALNAVE, R.; ADAMS, R.D. Variability of grip strength during isometric contraction. **Ergonomics**, v. 38 n. 9, pp.1819-1830, 1995. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1080/00140139508925229>> Acesso em: 30 Maio de 2018.

FOGGIATO, José Aguiomar. O Uso da Prototipagem Rápida na Área Médico-Odontológica. *Tecnologia & Humanismo, UTFPR*, nº 30, Curitiba, 2006. Disponível em: <<https://revistas.utfpr.edu.br/rth/article/view/6378/4029>> Acesso em: 23 Maio de 2018.

FRY, Andrew C., et al. Anthropometric and performance variables discriminating elite American junior men weightlifters. **J Strength Cond Res**, v. 20, n. 4, p. 861-6, 2006. Disponível em: <<https://search.proquest.com/openview/945ee66e3484b05ad65f97f578bf645d/1?pq-origsite=gscholar&cbl=30912>> Acesso em: 30 Maio de 2018.

GIRAUDET G. Iniciação à Aparentagem dos Deficientes Físicos. Organização Andrei Editora, São Paulo, 1978.

GONZALEZ-GOMEZ, Juan, et al. A new open source 3d-printable mobile robotic platform for education. *Advances in autonomous mini robots*. Springer, Berlin, Heidelberg, p. 49-62, jan. 2012. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/265190355_A_New_Open_Source_3D-Printable_Mobile_Robotic_Platform_for_Education> Acesso em: 30 Maio de 2018.

GÓRSKI, Filip; WICHNIAREK, Radoslaw; KUCZKO, Wieslaw; ZAWADZKI, Przemyslaw; BUŃ, Pawel. Strength of Abs Parts Produced By Fused Deposition Modelling Technology – a Critical Orientation Problem. *Advances in Science and Technology Research Journal*, v. 9, n. 26, p. 12–19, jun. 2015. Disponível em:

<<https://www.infona.pl/resource/bwmeta1.element.baztech-3e1603fb-137f-433f-88a1-481e35d916ff>> Acesso em: 23 Maio de 2018.

HALL, Susan J. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2005.

HANTEN, William P., et al. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. **J Hand Ther**, v. 12, n. 3, p. 193-200, 1999. Disponível em: <[https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(99\)80046-5/abstract?code=hanthe-site](https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(99)80046-5/abstract?code=hanthe-site)> Acesso em: 30 Maio de 2018.

HULL, C. W. United States Patent. **United States Patent**, 1986. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US4575330A/en>> Acesso em: 23 Maio de 2018.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo 2010. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas_religiao_deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia_tab_gregioes_xls.shtm> Acesso em: 28 maio de 2017.

I-LIMB ultra. 2018. Disponível em: <<http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra/>>. Acesso em 23 Maio de 2018.

JUNIOR, Guanis B. V. Punho e Mão. Disponível em: <<http://www.cpaqv.org/cinesiologia/punhoemao.pdf>> Acesso em: 6 Junho de 2018.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MOREIRA, Demóstenes, et al. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro Jamar: uma revisão de literatura. **R. bras. Ci. e Mov**, v. 11, n. 2, p. 95-99, 2003. Disponível em: <<https://portalrevistas.ucb.br/index.php/RBCM/article/view/502>> Acesso em: 30 Maio de 2018.

NAPIER, John R.; TUTTLE, Russell H. **Hands**. Princeton University Press, 1993. Disponível em: <[https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=mNQM4jvG7hgC&oi=fnd&pg=PR7&dq=\(1\)%09Napier+J.+R.,+Hands,+George+Allen+%26+Unwin,+London,+England,+1980&ots=weVbKmSYBX&sig=Cf_WCTiTmLNkp5ajP-O3MpsKyak#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=mNQM4jvG7hgC&oi=fnd&pg=PR7&dq=(1)%09Napier+J.+R.,+Hands,+George+Allen+%26+Unwin,+London,+England,+1980&ots=weVbKmSYBX&sig=Cf_WCTiTmLNkp5ajP-O3MpsKyak#v=onepage&q&f=false)> Acesso em: 28 maio de 2017.

ORTOLAN, Rodrigo L. et al. Trends in orthopedic biomechanics applied to rehabilitation. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 9, n. 3, p. 44-58, 2001. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/aob/v9n3/en_v9n3a07.pdf> Acesso em: 28 maio de 2017.

OTTOBOCK. Myoelectric prosthetics. Disponível em: <<http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/myoelectric-prosthetics/>> Acesso em: 08 jun. de 2017.

POLIS, João E. **Projeto e Construção de Parte Estrutural de Prótese de Mão Humana com Movimentos**. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Campinas, 2009. Disponível em: <<http://repositorio.unicamp.br/handle/REPOSIP/265047>> Acesso em: 30 Maio de 2018.

REPRAP. 2018. Disponível em: <<http://reprap.org/>> Acesso em: 23 Maio de 2018.

SANCHEZ, Oscar F.A. **Desenvolvimento de Sistema de Preensão Para Utilização em Dispositivos Robóticos**. 2008. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) -

Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008. Disponível em: <<http://repositorio.unicamp.br/handle/REPOSIP/265003>> Acesso em: 30 Maio de 2018.

SCOTT AD, TROMBLY, Catherine A. Avaliação. In: Terapia ocupacional para disfunção física. 2 ed. São Paulo: Santos, 1989.

SHECHTMAN Orit, GESTEWITZ Lisa, KIMBLE Christine. Reliability and validity of the DynEx dynamometer. **J Hand Ther**, v.18, n. 3, p. 339-47, 2005. Disponível em: <[https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(05\)00088-8/abstract?code=hanthe-site](https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(05)00088-8/abstract?code=hanthe-site)> Acesso em: 30 Maio de 2018.

SILVA, Jorge V. L.; MAIA, Izaque A. Desenvolvimento de dispositivos de tecnologia assistiva utilizando impressão 3D. In: REFLEXÕES SOBRE TECNOLOGIA ASSISTIVA. I SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE TECNOLOGIA ASSISTIVA CNRTA-CENTRO NACIONAL DE REFERÊNCIA EM TECNOLOGIA ASSISTIVA, Campinas, SP, 2014. Disponível em: <http://nedeta.com.br/gallery/cnrta_livro_de_tecnologia_assistiva.pdf#page=39> Acesso em: 30 Maio de 2018.

SOARES, Antonio V. et al. Correlação entre os Testes de Dinamometria de Preensão Manual, Escapular e Lombar. **Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano**, v. 2, n. 1, p. 65-72, jan/mar. 2012. Disponível em: <<http://www.periodicos.ulbra.br/index.php/actabrasileira/article/viewFile/2956/2218>> Acesso em: 30 Maio de 2018.

STRATASYS. **A empresa das soluções de impressão 3D**. Disponível em: <<http://www.stratasys.com/br/corporate/about-us>> Acesso em: 30 Maio de 2018.

TAGLIARI, Renato. **Passo firme**: A incrível evolução das próteses na medicina moderna. Disponível em: <<https://passofirme.wordpress.com/2011/03/11/a-incrivel-evolucao-das-protese-na-medicina-moderna/>> Acesso em: 28 maio de 2017.

TAYLOR, Catherine, SHECHTMAN, Orit. The use of the rapid exchange grip test in detecting sincerity of effort, Part I: administration of the test. **J Hand Ther**, v. 13, n. 3, p. 195-202, 2000. Disponível em: <[https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(00\)80002-2/abstract?code=hanthe-site](https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(00)80002-2/abstract?code=hanthe-site)> Acesso em: 30 Maio de 2018.

TUBIANA, R. **The Hand – New York**: W. B. Saunders Publishers, 1981.

VISHWAKARMA, Suraj K.; PANDEY, Pankaj; GUPTA, Nitin K. Characterization of ABS Material: A Review. **Journal of Research in Mechanical Engineering**, v. 3, n.5, p. 13-16, 2017. Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Suraj_Vishwakarma3/publication/320033803_Characterization_of_ABS_Material_A_Review/links/59c9df8e0f7e9bbfdc33ab55/Characterization-of-ABS-Material-A-Review.pdf> Acesso em: 30 Maio de 2018.