

CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE MINAS
GERAIS – *CAMPUS* DIVINÓPOLIS
CURSO SUPERIOR EM ENGENHARIA MECATRÔNICA

Bruno Augusto Silva Coutinho

**PRÓTESE MODULAR DE ANTEBRAÇO COM AUXÍLIO DE
IMPRESSORA 3D**

Divinópolis

2018

Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais
Campus Divinópolis

Bruno Augusto Silva Coutinho

**PRÓTESE MODULAR DE ANTEBRAÇO COM AUXÍLIO DE
IMPRESSORA 3D**

Monografia de Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Colegiado de Graduação em
Engenharia Mecatrônica como parte dos
requisitos exigidos para a obtenção do título de
Engenheiro Mecatrônico.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Cláudio Oliveira

Divinópolis

2018

(Catalogação - Biblioteca Universitária – Campus Divinópolis – CEFET-MG)

C871p Coutinho, Bruno Augusto Silva.

Prótese modular de antebraço com auxílio de impressora 3D. / Bruno Augusto Silva Coutinho. - Divinópolis, 2018.

65f.; il.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Cláudio Oliveira.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Colegiado de Graduação em Engenharia Mecatrônica do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas.

1. Eletrônica. 2. Mecânica. 3. Computação. 4. Antebraço – Prótese. 5. Impressora 3D. 6. Sensor Mioelétrico. 7. Elementos Finitos. I. Oliveira, Luiz Cláudio. II. Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais. III. Título.

CDU: 62(043)

CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE MINAS
GERAIS – *CAMPUS* DIVINÓPOLIS

CURSO SUPERIOR EM ENGENHARIA MECATRÔNICA

Monografia intitulada “PRÓTESE MODULAR DE ANTEBRAÇO COM AUXÍLIO DE IMPRESSORA 3D”, de autoria do graduando Bruno Augusto Silva Coutinho, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

Prof. Dr. Luiz Claudio Oliveira – CEFET-MG *Campus* Divinópolis - Orientador

Prof. Dr. João Carlos de Oliveira – CEFET-MG *Campus* Divinópolis

Prof. Dr. Ricardo Luiz Ribeiro – CEFET-MG *Campus* Divinópolis

Prof. Dr. Lúcio Flávio Santos Patrício – CEFET-MG *Campus* Divinópolis
Coordenador do Curso de Engenharia Mecatrônica

Divinópolis – Dezembro de 2018

*Dedico este trabalho aos meus pais,
Miguel e Kelly, meu irmão Lucas, aos
meus amigos e professores.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço,

Inicialmente, agradeço a minha família, aos meus pais Miguel e Kelly e meu irmão Lucas, por todo o apoio, compreensão e aprendizado; por proporcionarem as condições necessárias para conseguir ir em busca de meus sonhos.

Agradeço aos meus amigos do CEFET por todo auxílio e descontração durante o curso, bem como aos meus amigos da CFD que sempre me proporcionaram bons momentos e me ajudaram a manter o foco. Também agradeço aos meus amigos do CSF por compartilharem do meu sonho, pelos momentos vividos e pelo aprendizado.

Agradeço a todos os professores, pelo pensamento crítico, e pelo conhecimento. Em especial ao meu primeiro professor de física, Fabio Sander, que me instigou na busca pelo conhecimento da área.

~O aumento do conhecimento é como uma esfera dilatando-se no espaço: quanto maior a nossa compreensão, maior o nosso contato com o desconhecido. “ Blaise Pascal

RESUMO

Através da observação e pesquisas sobre as dificuldades enfrentadas pelos deficientes físicos na realização de tarefas simples, o presente trabalho de conclusão de curso consiste na utilização da impressão tridimensional para a criação de uma prótese modular de antebraço com ativação mioelétrica, que permita a troca de ferramentas, e possua um custo reduzido. O objetivo do projeto é que a prótese ajude ao usuário a reintegrar-se na sociedade e realizar tarefas que até então não conseguia ou apresentava dificuldades para praticá-las. Utilizando-se o conhecimento adquirido durante o curso de Engenharia Mecatrônica, o projeto aborda o dimensionamento de estruturas mecânicas através de softwares de Elementos Finitos, como também de sistemas elétricos e sensores em busca de automatizar sua atuação, integralizando as áreas de Mecânica, Computação e Eletrônica. Visando empregar a versatilidade das impressões 3D, a prótese possibilita a adequação de formatos, medidas e funções de acordo com a necessidade do paciente. O projeto tem o intuito de ser simples e versátil, garantindo o baixo custo e possibilitar, através do sistema modular, a troca de ferramentas, devolvendo ao usuário a capacidade de exercer o maior número de tarefas de acordo com seus objetivos, como exercer certo tipo de trabalho, arte, ou simplesmente para o dia-a-dia.

Palavras-chave: Prótese, Antebraço, Mecatrônica, Impressora 3D, Sensor Mioelétrico.

ABSTRACT

Through observation and research on the difficulties faced by the physically disabled in performing simple tasks, the present work uses of three-dimensional printing for the creation of a modular forearm prosthesis with myoelectric activation, which allows tools exchange and has a reduced cost. The objective of the project is that the prosthesis helps the user to reintegrate into society and perform tasks that could not do it until then or presented difficulties to practice them. Using the knowledge acquired during the course of Mechatronics Engineering, the project addresses the design of mechanical structures through CAD and Finite Element software, as well as electrical systems and sensors in order to make their performance automatic, integrating the areas of Mechanics, Computing and Electronics. Aiming to employ the versatility of 3D prints, the prosthesis allows the adaptation of formats, measures and functions according to the patient's needs. The project aims to be simple and versatile, guaranteeing the low cost and make possible, through the modular system, the exchange of tools, giving the user the ability to perform the greatest number of tasks according to their objectives, such as exercising a certain type work, art, or simply for the day-to-day.

Key-words: Prosthesis, Forearm, Mechatronics, 3D Printing, Myoelectric Sensor.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	<i>Definição do problema</i>	1
1.2	<i>Motivação.....</i>	1
1.3	<i>Objetivos do trabalho</i>	3
1.3.1	<i>Objetivo Geral</i>	3
1.3.2	<i>Objetivos Específicos</i>	4
1.4	<i>Síntese dos capítulos posteriores</i>	4
2	FUNDAMENTOS.....	5
2.1	<i>Revisão de literatura</i>	5
2.1.1	<i>História das próteses</i>	5
2.1.2	<i>História da Impressora 3D.....</i>	8
2.1.3	<i>Utilização de impressoras 3D em próteses ortopédicas</i>	9
2.2	<i>Metodologia.....</i>	10
2.3	<i>Fundamentação teórica.....</i>	11
2.3.1	<i>Engenharia Biomédica</i>	11
2.3.2	<i>Impressão 3D de baixo custo.....</i>	12
2.3.2.1	<i>Materiais.....</i>	14
2.3.3	<i>Método de Elementos Finitos.....</i>	15
2.3.4	<i>Ensaio de Tração</i>	16
2.3.4.1	<i>Ensaio Convencional.....</i>	17
2.3.4.2	<i>Comportamento elástico.....</i>	17
2.3.5	<i>Servo motores.....</i>	18
2.3.5.1	<i>Tipos de Servo Motores</i>	20
2.3.6	<i>Arduino.....</i>	22
2.3.7	<i>Sensor Muscular MyoWare</i>	23
3	FUNCIONAMENTO DA PRÓTESE	25
4	DESENVOLVIMENTO	27

4.1	<i>Mecânica</i>	27
4.1.1	Suporte de tríceps.....	28
4.1.2	Suporte de Antebraço	29
4.1.3	Mão Mioelétrica.....	31
4.1.4	Ferramenta para Palheta	33
4.1.5	Ferramenta para escrever/desenhar/pintar	34
4.1.6	Escolha do material.....	35
4.1.7	Ensaio de Tração	36
4.1.8	Análise de Elementos Finitos	38
4.1.8.1	Malhas.....	38
4.1.9	Custos da impressão 3D.....	43
4.2	<i>Eletrônica</i>	44
4.2.1	Circuito	44
4.3	<i>Programação</i>	45
4.3.1	Sensor.....	45
4.3.2	Funções	46
4.3.3	Motor.....	47
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	49
5.1	<i>Conclusão</i>	49
5.2	<i>Sugestões para trabalhos futuros</i>	50
6	REFERÊNCIAS	51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Pontos fortes e fracos de cada acionamento (Silveira 2016)	19
Tabela 2 - Vantagens e desvantagens servo motores (Silveira 2016)	21
Tabela 3 - Parâmetros de impressão do corpo de prova (Própria Autoria)	36
Tabela 4 - Dados obtidos no ensaio de tração (Própria Autoria).....	37
Tabela 5 - Estatísticas ensaio de tração (Própria Autoria)	37
Tabela 6 - Custo Impressão (TMTecnologia)	43
Tabela 7 - Preço total da prótese (Própria autoria)	49

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Braço direito de Gottfried "Gotz" Von Berlichgen (HistoriaBlog 2014)	6
Figura 2 - Evolução das Próteses (Eucamed Medical Technology)	7
Figura 3 - Chuck Hull (esquerda) junto ao primeiro protótipo de impressora 3D (3d Printing Industry 2017)	8
Figura 4 - Impressora 3d Imprimindo próteses (Borges 2017)	9
Figura 5 - Modelo impressão FDM (Tranchant 2017).....	13
Figura 6 - Nós e elementos presentes em uma malha (Mirlisenna 2016)	15
Figura 7 - Máquina de Ensaio Universal (Dalcin 2007)	16
Figura 8 - Servo motor (Silveira 2016)	18
Figura 9 - Diagrama de controle do Servo Motor	20
Figura 10 - Servo Motor CC (Silveira 2016)	20
Figura 11 - Arduino Nano (Arduino s. d.).....	22
Figura 12 - Sensor Muscular Myoware (Advance Technologies 2015)	23
Figura 13 - Sinal retificado e filtrado (Advance Technologies 2015)	23
Figura 14 - Posicionamento Sensor (Advance Technologies 2015).....	24
Figura 15 - Componentes da prótese (Própria autoria)	28
Figura 16 - Vista Detalhada Suporte de Braço (Própria Autoria).....	29
Figura 17 - Vista Detalhada Suporte de Antebraço (Própria Autoria).....	30
Figura 18 - Formato do braço (Própria Autoria).....	30
Figura 19 - Componentes mecânicos da mão mioelétrica (Própria Autoria)	31
Figura 20 - Vista Detalhada Suporte dos Componentes Eletrônicos (Própria Autoria).....	32

Figura 21 - esquema de elásticos para extensão (Própria Autoria).....	32
Figura 22 - Vista Detalhada Ferramenta para Palheta	33
Figura 23 - Desenho renderizado prótese montada com ferramenta de palheta (Própria Autoria).....	33
Figura 24 - Vista Detalhada da Ferramenta para Escrever/Desenhar (Própria Autoria)	34
Figura 24 - Desenho Renderizado da Prótese com Ferramenta para Lápis (Própria Autoria).....	34
Figura 26 - Desenho Detalhado do Corpo de Prova (Própria Autoria)	36
Figura 27 - Corpos de prova após ensaio (Própria Autoria)	37
Figura 28 - Malhas suporte antebraço (Própria Autoria)	38
Figura 29 - Malha suporte da mão (Própria Autoria)	38
Figura 30 – Malha refinada Encaixe 1 (Própria Autoria).....	39
Figura 31 – Malha Refinada Encaixe 2 (Própria Autoria)	39
Figura 32 - Malha Refinada Junção (Própria Autoria)	39
Figura 33 - Esforços Suporte Mão (Própria Autoria)	40
Figura 34 - Esforços Suporte Antebraço (Própria Autoria)	40
Figura 35 - Fixação do Antebraço como Suporte (Própria Autoria).....	41
Figura 36 - Deformação Suporte Mão (Própria Autoria).....	41
Figura 37 - Deformação Suporte Antebraço (Própria Autoria).....	42
Figura 38 - Resultante Von-Mises Suporte Mão (Própria Autoria)	42
Figura 39 - Resultate de Von-Mises Suporte Antebraço (Própria Autoria)	43
Figura 40 - Esquemático Circuito (Própria Autoria)	45

1 INTRODUÇÃO

Este capítulo inicialmente define qual é o objetivo deste trabalho e quais áreas do curso de Engenharia Mecatrônica estão envolvidas no seu desenvolvimento. Em seguida são apresentados os motivos que justificam o estudo deste tema, trazendo as razões acadêmicas, mercadológicas e profissionais que o fazem relevante. Posteriormente são mostrados quais são os objetivos gerais e específicos deste trabalho. Por fim, é feita uma descrição sucinta de todos os capítulos posteriores.

1.1 Definição do problema

Este Trabalho de Conclusão de Curso tem como tema o estudo, a construção e a validação de uma prótese que auxilie na reabilitação de pacientes que sofreram amputação ou má formação no antebraço. O projeto contempla os eixos de mecânica, eletrônica e computação do curso de Engenharia Mecatrônica.

1.2 Motivação

As mãos se destacam por sua capacidade de segurar, gesticular e realizar uma enorme quantidade de atividades motoras finas (manipulação). Assim, a capacidade motora é crucial e importante para a vida diária. No entanto, as mãos são aptas a sofrerem diversos tipos de ferimentos em acidentes, doenças, má formação genética, entre outros (A. L. Silva 2001).

A ausência de membros tem, em sua grande maioria, causas como lesões que levaram à amputação, tumores, diabetes, entre outras (Lopes, Lima e Almeida 2013). Cerca de 50.000 amputações foram realizadas pelo SUS (Sistema Único de Saúde) durante o ano de 2011.

A mão humana possui uma importância imensurável, visto que a mesma é a responsável pelas as mais variadas tarefas como utilização de ferramentas e objetos para a conclusão de tarefas, o que foi fundamental para o desenvolvimento da espécie humana (Lopes, Lima e Almeida 2013).

A importância do trabalho interdisciplinar entre engenharia e área da saúde é destacada por Nilsson (2013), que define a bioengenharia como sendo a aplicação de princípios e conceitos de engenharia para a medicina e biologia. Ela pode ser usada para combinar as competências tecnológicas e resoluções de problemas de engenharia com o conhecimento clínico e de ciências biológicas da área médica, para melhorar e renovar a cuidados de saúde em todos os aspectos.

As próteses são substitutas artificiais, e têm como objetivo suprir a ausência do membro e suas funções, ajudando o usuário a readaptar-se às tarefas cotidianas e a executar determinados trabalhos (Lopes, Lima e Almeida 2013). A maior dificuldade dos pacientes é a aquisição de próteses devido ao seu alto valor de mercado, variando entre \$5.000,00 até \$50.0000,00 para próteses mioelétricas (Sharington 2017).

As impressoras 3D possuem a capacidade de criação de estruturas inovadoras em um curto espaço de tempo. No sistema de impressão tridimensional, o produto é desenvolvido em softwares computacionais (CAE) para então ser convertido em coordenadas, onde a impressora deposita o material de acordo com a geometria do projeto (Volpato 2007).

Inicialmente utilizada apenas em indústrias, a popularização e o avanço da tecnologia tornou a impressora 3D mais acessível para uso acadêmico e até mesmo pessoal, possibilitando também o uso de outros materiais como fonte para impressão como polímeros, ligas metálicas, etc. Com um custo relativamente baixo, impressoras 3D tornaram viável a produção de pequenos lotes de produtos (Barifouse 2012).

A impressão 3D vem exercendo um forte impacto na produção de próteses ortopédicas, possibilitando um alto nível de personalização. Os projetos na área permitem adequar-se aos formatos do corpo do paciente, garantindo maior conforto, ainda com a possibilidade de escolha de cores ou próteses lúdicas imitando personagens de desenhos e filmes, que ajudam a promover uma melhor aceitação por parte das crianças.

Assim, a aplicação de impressões 3D no campo da medicina vem tornando as próteses mais viáveis aos usuários. Este aspecto é muito relevante, principalmente no caso de crianças que, devido ao crescimento, necessitam da troca de próteses constantemente.

1.3 Objetivos do trabalho

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é introduzir a tecnologia de impressão 3D na produção de próteses ortopédicas, buscando redução de custos e maior versatilidade aos deficientes físicos. A prótese modular de antebraço, auxilia o paciente no uso de ferramentas dependentes de seu objetivo. O sensor mioelétrico utiliza da contração muscular do usuário para controlar a atuação da mão.

1.3.2 Objetivos Específicos

Listam-se os seguintes objetivos específicos:

- ✓ Estudo sobre a aplicação de impressoras 3D em próteses ortopédicas;
- ✓ Estudo acerca do material a ser utilizado e estrutura modular;
- ✓ Impressão de corpos de prova para ensaios de resistência;
- ✓ Modelagem da prótese em software CAD;
- ✓ Estudo sobre o sistema eletrônico a ser empregado;
- ✓ Construção do sistema eletrônico;
- ✓ Impressão de um protótipo da prótese;
- ✓ Acoplamento do sistema eletrônico no protótipo;
- ✓ Validação e testes;

1.4 Síntese dos capítulos posteriores

Além desta introdução, este relatório está organizado em quatro partes. Primeiramente, são apresentados os fundamentos necessários para o desenvolvimento do trabalho, composto pela revisão literária, metodologia e fundamentação teórica. Em seguida é realizada uma abordagem a respeito funcionamento da prótese. Posteriormente, é apresentado o desenvolvimento da prótese, contendo os resultados obtidos. Por fim, são apresentadas as considerações finais.

2 FUNDAMENTOS

Este capítulo é iniciado com a revisão de literatura, onde é feito um levantamento de estudos da área que subsidiará o desenvolvimento do trabalho. Posteriormente, a metodologia descreve os passos que serão seguidos para a construção da prótese. Ao final do capítulo é feita a fundamentação teórica, que traz os conceitos necessários para o completo entendimento dos temas tratados.

2.1 Revisão de literatura

2.1.1 História das próteses

As primeiras próteses ortopédicas foram vistas em registros históricos antigos, em desenhos e ilustrações. O primeiro relato data de períodos anteriores a de 400 a.C., onde foi encontrado um pé de madeira e uma perna de ferro e bronze com núcleo de madeira. Durante a segunda guerra púnica (217-210 A.C.), um general romano teve seu braço amputado e recebeu uma adaptação em ferro para ser capaz de segurar seu escudo e retornar ao campo de batalha (Marshall 2015).

Durante os anos de 476 a 1000 D.C., o avanço em próteses foi reduzido, em grande maioria, eram utilizadas para esconder deformidades ou superar ferimentos de guerra (Marshall 2015). Comerciantes e confeccionadores de armadura usualmente faziam designs de membros artificiais e relojoeiros utilizavam seus conhecimentos técnicos para adicionar funções internas e externas como o uso de engrenagens e molas (Norton 2007).

As próteses de membros superiores eram menos comuns que de membros inferiores, sendo que por volta dos séculos XV e XVI, começaram a dar mais atenção para as mesmas. O período do renascimento representou um salto para a história das próteses. Com as descobertas feitas pelos gregos e romanos, diversos designs de membros foram realizados a partir de ferro, aço, cobre e madeira

(Marshall 2015). Considerado por muitos o pai do design moderno de próteses, Ambroise Paré desenvolveu próteses de membros superiores e inferiores, empregando conhecimentos de engenharia que até hoje são usados. Um de seus maiores avanços foi a substituição de metais pesados por materiais mais leves e baratos (Norton 2007). Também se destaca como grande mentor, Leonardo da Vinci, com esboços que chamam a atenção pela capacidade inventiva do autor (Boccolini 2000).

A prótese mecânica mais famosa historicamente é a mão de ferro de Gotz von Berlichigen, utilizada pelo autor após perder sua mão em batalha. A prótese se destacava pela quantidade de graus de liberdade e pela adaptação ao formato de objetos (Putti 2005) (HistóriaBlog 2014).

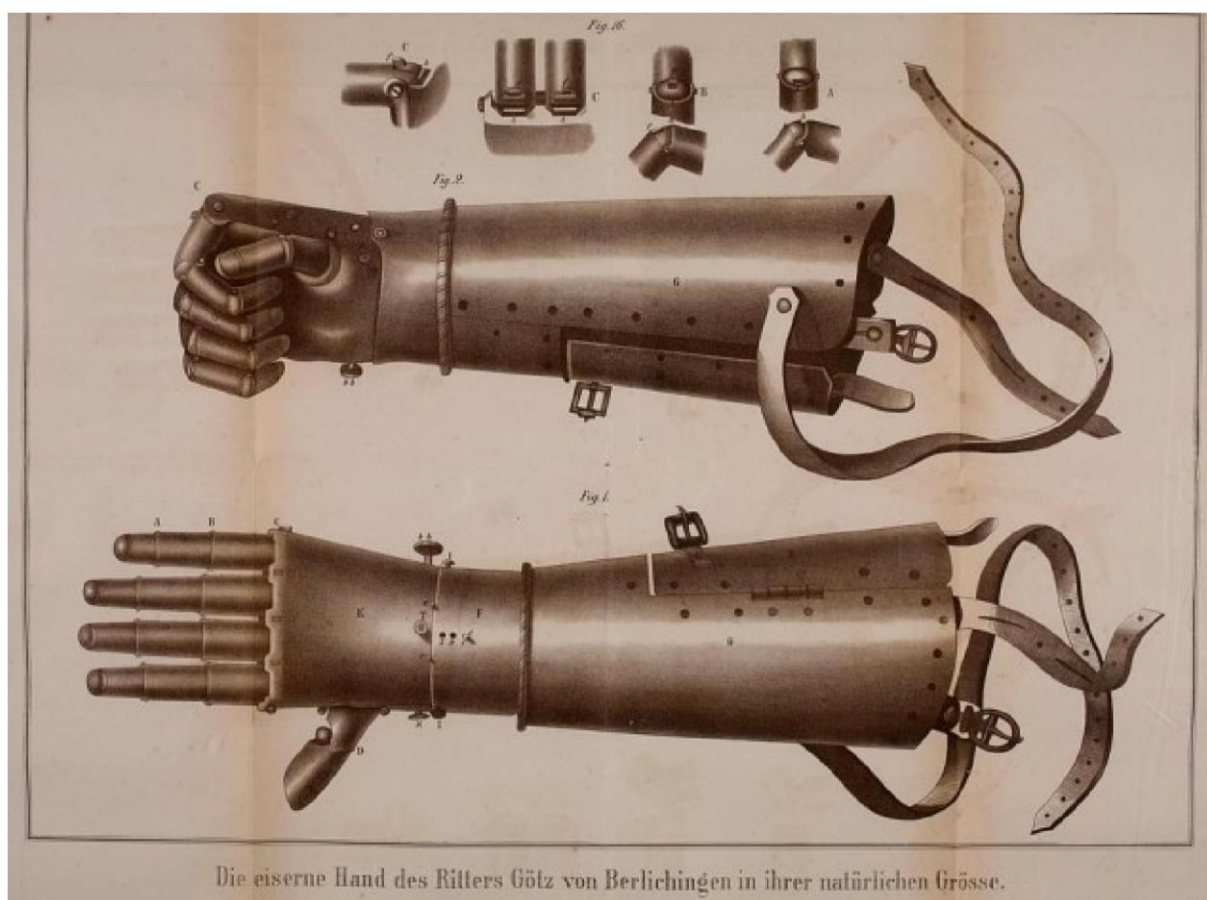


Figura 1 - Braço direito de Gottfried "Gotz" Von Berlichigen (HistoriaBlog 2014)

Os avanços através dos séculos 17 a 19 consistiram no uso de materiais mais leves como o alumínio, na evolução das juntas e uso de molas para simular um caminhar mais natural (Marshall 2015).

Com o acontecimento da guerra civil americana em conjunto com as duas grandes guerras, vários soldados tiveram seus membros amputados; o que, com a ajuda da evolução tecnológica, possibilitou inúmeros avanços para as próteses. As próteses começariam então a se tornarem peças individuais, moldadas de acordo com o paciente, feitas sobre medida, com materiais mais leves e modernos, contando com a ajuda de microprocessadores e chips computacionais. Se tornaram também mais realistas com o uso de capas de silicone que simulam pele humana (Marshall 2015).

Nos dias atuais grandes mudanças estéticas e visuais vêm ocorrendo, graças ao advento e evolução de tecnologias, sendo a mais importante delas, a impressão 3D. Além de possibilitar a personalização extrema das peças, a impressão 3d permite que designs sejam compartilhados e impressos quantas vezes forem necessárias (Boccolini 2000).



Figura 2 - Evolução das Próteses (Eucomed Medical Technology)

2.1.2 História da Impressora 3D

A primeira impressora tridimensional data do ano de 1984, quando o norte-americano Chuck Hull criou a primeira impressora que construía objetos camada por camada, técnica denominada estereolitografia. A mesma utilizava resina como fonte de material e uma lâmpada utilizada para a solidificar (3D Printing Industry 2017).

A principal evolução deste novo método foi a confecção de peças de plástico de forma rápida e com menos defeitos, visto que as peças não apresentavam problemas de manufatura. Tais características, garantiram à impressora flexibilidade, rapidez e confiabilidade (D. Silva 2016).

Alguns anos depois, Chuck Hull fundou a 3D System Corp. patenteando esta e diversas outras formas de impressão. A empresa se consolidou no mercado e permanece uma das líderes no segmento (D. Silva 2016).

Com o avanço da tecnologia e conseqüentemente dos métodos de impressão, os custos foram diminuindo, proporcionando maior acessibilidade para compra. (D. Silva 2016) Enquanto na década de 90 era preciso desembolsar cerca de um milhão de dólares, em pouco mais de duas décadas passadas já é possível encontrar modelos por 300 dólares (3D Printing Industry 2017).



Figura 3 - Chuck Hull (esquerda) junto ao primeiro protótipo de impressora 3D (3d Printing Industry 2017)

2.1.3 Utilização de impressoras 3D em próteses ortopédicas

A introdução da impressora 3D na medicina data do começo dos anos 2000, onde foi primeiramente usada para fazer implantes dentários e próteses customizadas. Desde então, seu uso em aplicações médicas evoluiu rapidamente, sendo possível imprimir tecidos e órgãos nos dias atuais (Gross, et al. 2014) (Schubert, van Langeveld e Donoso 2014).

Um outro benefício ressaltado por Mertz L (2013) é a democratização da criação de produtos através de impressoras 3D, possibilitando que as pessoas, inclusive as do campo médico, de desenvolver e criar produtos para uso pessoal ou comercial.

A natureza dos arquivos para impressão também permite o compartilhamento dos mesmos, sendo possível acessar via web e baixar os projetos. Por se tratar de arquivos .stl open-source, os mesmos são editáveis, possibilitando ajustes de acordo com a necessidade (Banks 2013). Em 2014, o Instituto Americano de Saúde promoveu um evento para compartilhamentos dos arquivos de modelos médicos, anatômicos e vários outros (Hoy 2013).



Figura 4 - Impressora 3d Imprimindo próteses (Borges 2017)

Utilizando scanners, raio-x, ressonância magnética (MRI) ou tomografia computadorizada (CT) é possível transformar as imagens em arquivos digitais .stl de impressão 3D para a criação de próteses e implantes (Banks 2013) (Gross, et al. 2014). A impressão 3D vem sendo empregada com tanto sucesso que muitas vezes é possível realizar a impressão de próteses ortopédicas em menos de 24h após a análise clínica (Banks 2013).

A habilidade de produzir próteses customizáveis rapidamente soluciona um antigo problema no ramo da ortopedia. As próteses possuíam um tamanho padrão, os ajustes para cada paciente eram feitos com uso de metal e plástico até atingir o formato desejado para garantir que a prótese encaixasse (Cui, et al. 2012).

2.2 Metodologia

Para o desenvolvimento deste Trabalho de Conclusão de Curso o primeiro passo foi realizar uma revisão bibliográfica a respeito da aplicação da impressão tridimensional em próteses ortopédicas, e das áreas envolvidas no projeto.

Após o estudo, definiu-se as condições de uso da prótese e conseqüentemente os conceitos mecatrônicos os quais seriam necessários para o funcionamento da prótese. Posteriormente, foram determinadas quais ferramentas seriam utilizadas pela prótese modular e realizar o esboço do design da estrutura que seria projetada.

Uma revisão de literatura a respeito dos materiais disponíveis para impressão foi realizada, e após a escolha do material com o melhor custo-benefício, foi impresso corpos de prova em busca de realizar ensaios de tração para alimentar os softwares de simulação.

A partir dos esboços realizados sobre a estrutura da prótese, a modelagem da prótese foi feita no software CAD utilizando referências de modelos disponíveis

na internet como modelo base. A partir do modelo CAD foi possível realizar a análise de elementos finitos para validação da estrutura mecânica sobre determinado esforço.

Para a atuação da mão, foi utilizado um sensor mioelétrico que, através do microcontrolador Arduino, ativará o servo motor responsável pelo movimento da mesma. A mão e a parte da prótese para acoplamento do sistema eletrônico foram impressas, e após a montagem, foram acoplados. Por fim, foram realizados os testes de funcionamento da prótese e os cálculos de custo.

2.3 Fundamentação teórica

2.3.1 Engenharia Biomédica

De acordo com a Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, a Engenharia Biomédica é definida como sendo o ramo das ciências da engenharia que tem como objetivo o desenvolvimento e a aplicação de tecnologias voltadas para a área da saúde. Esta área da Engenharia está em grande expansão e se dedica ao desenvolvimento e produção de próteses, instrumentos médicos, equipamentos de diagnóstico, e ao estudo dos organismos vivos do ponto de vista da engenharia.

O aparecimento de novas tecnologias que visam a melhoria das condições de vida na sociedade moderna é algo cada vez mais cotidiano, assim como a integração de distintas áreas do conhecimento objetivando o mesmo fim. Este é o caso de projetos de próteses ortopédicas, que englobam uma gama de conceitos de engenharia e medicina, sendo, desta forma, capaz de auxiliar pessoas com algum tipo de deficiência ou necessidades especiais (GALHARDO, 2012).

2.3.2 Impressão 3D de baixo custo

A impressão 3D é um processo de fabricação aditiva, isto é, funciona por adição localizada de matéria para criar o objeto. Os métodos convencionais de fabricação são subtrativos, removendo material para a obtenção do formato desejado.

Para fabricar peças tridimensionais, as máquinas contam com uma placa suporte para a impressão e, de modo geral, um bocal ou cabeça de impressão que se move no plano referente para depositar o material. Desta forma, a máquina cria uma pilha de planos, gerando volume ao objeto. (figura 5)

Os principais tipos de impressão destacados por Tranchant (2017) são:

- FDM – O FDM (*Fused Deposition Modeling*) é o método mais comum. Um bocal que se move no plano referente utiliza o filamento derretido como material de deposição. Através da alta temperatura o material se funde com a camada anterior. Ao utilizar plásticos como PLA ou ABS, elas permitem fazer uma prototipagem rápida do objeto;
- SLA – Destinadas inicialmente ao setor profissional, a impressora SLA (*Stereolithography Apparatus*) utiliza de uma resina fotossensível líquida. Quando os feixes de luz ultravioleta entram em contato com a resina, a mesma se solidifica. Para adquirir o formato tridimensional, a máquina expõe a camada aos raios UV que se solidifica e é soldada à camada anterior;
- SLS – O método SLS (*Selective Laser Sintering*) ainda é limitado ao setor industrial devido ao alto custo. O processo utiliza raio laser para derreter o pó do material, fazendo com que o mesmo se solde à camada anterior. Esta tecnologia permite trabalhar com diversos materiais como cera, metal, entre outros.

As impressoras 3D funcionam de forma exclusivamente autônoma. Sendo assim, a peça deve ser modelada com o auxílio de software de CAD (Desenho assistido por computador).

O arquivo 3D é em seguida processado por software de “corte” que vai segmentar a peça em camadas para impressão. Quanto mais camadas de impressões, melhor será a qualidade da peça. Este arquivo STL é enviado para a impressora 3D (Tranchant 2017).

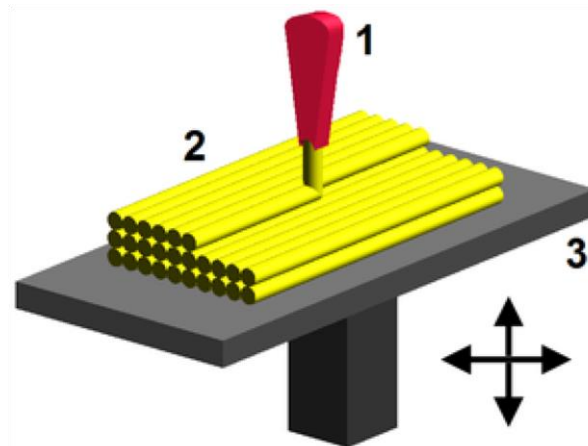


Figura 5 - Modelo impressão FDM (Tranchant 2017)

Hausman e Horne (2014) destacam diversas vantagens para o uso da impressão 3D. Sendo elas:

- A personalização, possibilita a escolha do material, cor e design;
- A complexidade de estruturas internas, impossíveis de serem atingidas através da fundição ou moldagem. Permite criar estruturas internas como favos de mel, garantindo rigidez com uma menor densidade;
- Sustentabilidade, como é possível variar a densidade do objeto de acordo com a resistência e flexibilidade requeridas, permite-se uma redução na quantidade de material necessária. Além disso, não há perdas significativas de material como na usinagem;
- Reciclagem, as impressões podem ser recicladas e transformadas em novos filamentos para impressão. Peças podem ser criadas localmente, sem a necessidade de transportes à longa distância, reduzindo os poluentes;
- Economia, possibilita a criação de itens individuais com um menor custo quando comparado à produção em massa, com o tempo de desenvolvimento, operações e demanda de funcionários inferiores;

2.3.2.1 Materiais

A escolha do material é fundamental para atingir as características desejadas do objeto. É possível variar a resistência mecânica, térmica, flexibilidade, entre outros. Sérgio (2017) destaca as características dos materiais mais comuns:

- Filamento PLA – O ácido polilático (PLA) possui baixa contração e dureza superficial elevada. A principal indicação é para uso em peças grandes que ficarão expostas à abrasão. É fabricado a partir de fontes renováveis, não apresenta riscos à saúde ou ambiente quando descartadas. Não necessita do aquecimento da mesa;
- Filamento ABS – Devido à sua alta resistência à temperaturas e absorção de impactos, o ABS se torna um dos materiais mais utilizados na impressão tridimensional. Possui fácil acabamento por ser solúvel em acetona;
- Filamento PETG – Apresenta a facilidade de impressão do PLA com as propriedades do ABS, se tornando um dos mais nobres materiais;

Com base nas características de cada material, alguns fatores são importantes na hora de decisão: (Sérgio 2017)

- Aplicação da peça – Em quais condições ela será exposta, se trabalhará em temperaturas elevadas ou contato com reagente;
- Características da impressora – Como detalhado anteriormente, alguns materiais como o ABS são indicados apenas para impressoras com mesa aquecida, o que de acordo com a impressora, pode limitar a escolha do material;
- Custo – É necessário levar em consideração o tempo de impressão, trabalho de acabamento, material gasto e taxa de desperdício;

2.3.3 Método de Elementos Finitos

Altamente utilizada para realizar análises complexas em busca de melhorar a qualidade dos produtos, a simulação computacional conta com diversos softwares que buscam simplificar os cálculos e proporcionar um resultado mais preciso. Um destes métodos é o método de elementos finitos, que possibilita a obtenção da resposta para diversos problemas de engenharia (Mirlisenna 2016).

O método funciona através da divisão da geometria submetida aos esforços em pequenas partes chamadas de elementos (figura 6). Esta divisão permite resolver um problema complexo transformando-o em um problema mais simples.

Uma forma de geometria complexa é substituída por um número limitado de geometrias conhecidas, como a triangular, quadrilateral, entre outras. Devido a estas divisões finitas de elementos dá-se o nome ao método de “elementos finitos” (Filho 2012).

Os nós ou pontos nodais são os pontos de conexão entre os elementos, e o conjunto de nós e elementos é denominado malha. A precisão deste método depende do número de elementos, nós, e tipos de malha.; consequentemente, quanto maior o número, maior a precisão (Filho 2012).

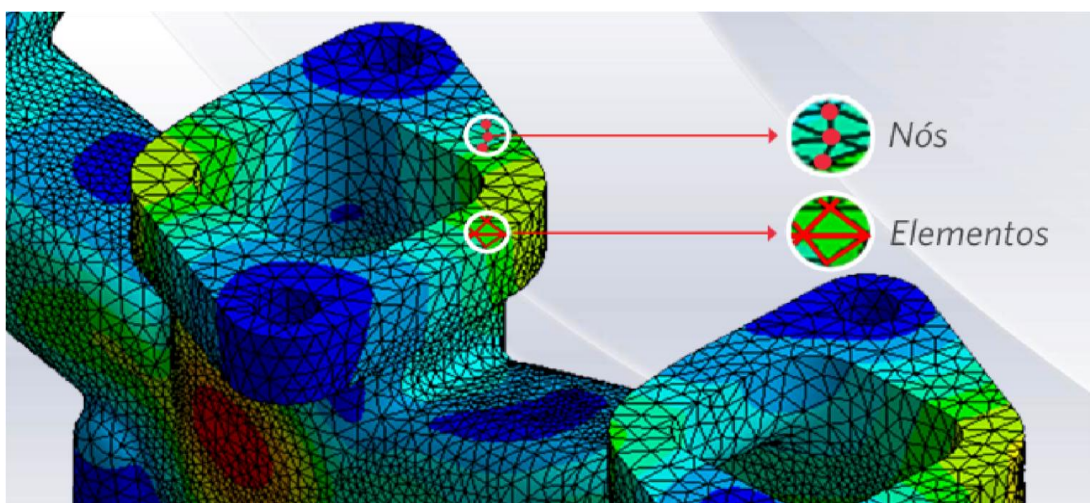


Figura 6 - Nós e elementos presentes em uma malha (Mirlisenna 2016)

Em busca de facilitar a utilização e melhorar o desempenho das ferramentas computacionais, os métodos de análise e a geração de malhas vêm sendo aprimorados. Para garantir uma aplicação consistente de método através do software, é necessário um conhecimento prévio sobre o método e um bom manuseio da ferramenta computacional.

Através do método é possível calcular deslocamentos, deformações, tensões e avaliar critérios de rigidez, resistência e fadiga, sendo um ótimo auxiliar na detecção e diagnóstico de problemas (Mirlisenna 2016).

2.3.4 Ensaio de Tração

O ensaio de tração consiste na aplicação de uma carga de tração uniaxial sobre um corpo de prova até sua ruptura. Esta carga sofre um aumento gradativo linear, o que proporciona dados quantitativos relevantes sobre características mecânicas do material.

As deformações são uniformemente distribuídas por todo o corpo do material, até que se atinja a carga máxima e inicie o fenômeno da estrição ou diminuição da secção. A ruptura se inicia na região de menor secção, a não ser que haja algum defeito interno (Dalcin 2007).

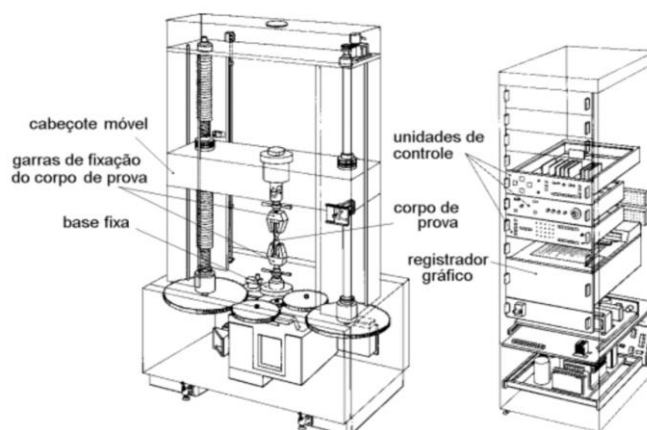


Figura 7 - Máquina de Ensaio Universal (Dalcin 2007)

2.3.4.1 Ensaio Convencional

O corpo de prova deve possuir seção reta circular ou retangular com o diâmetro de 12.8mm ou aresta de 10mm. A deformação fica restrita à região de menor seção durante os ensaios. As extremidades do corpo de provas são presas às garras de fixação da máquina que alonga o corpo de prova em uma taxa constante. (Dalcin 2007)

Para determinar as propriedades do material ensaiado, é medida a relação entre as duas grandezas relevantes, a tensão e deformação. A tensão é obtida através da divisão da força (N) sobre a área de seção trabalhada (m^2), conforme a equação. (Callister 2012)

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

2.3.4.2 Comportamento elástico

A deformação elástica é um processo reversível, podendo ser assimilada ao comportamento de uma mola, que quando submetida à tração a mesma se deforma, e quando a tração é cessada, o material retorna ao seu formato original (Canevarolo Jr. 2006).

A deformação plástica é um processo irreversível que, após a aplicação de uma força, os átomos são deslocados permanentemente. Este processo depende do tempo em que o corpo de prova foi exposto à tração.

A equação de deformação (ϵ) é dada pela razão entre a variação do comprimento (Δl) e o comprimento inicial (l_0).

$$\epsilon = \frac{l_i - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2)$$

Uma das propriedades mais importantes dos polímeros é o Módulo de Young, que também pode ser chamado de módulo de elasticidade sob tração. A mesma é medida a partir da razão entre a tensão e a deformação conforme a equação. (Costa, et al. 1998)

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (3)$$

2.3.5 Servo motores

Normalmente utilizado em projetos de automação em busca de garantir controle e precisão, o uso de servo motores, aliado à constante queda de seu preço, vem se tornando mais viável para pequenos projetos. Alguns anos atrás, servo motores eram utilizados apenas em projetos especiais, que requeriam um controle preciso de torque, posição e velocidade (Silveira 2016).

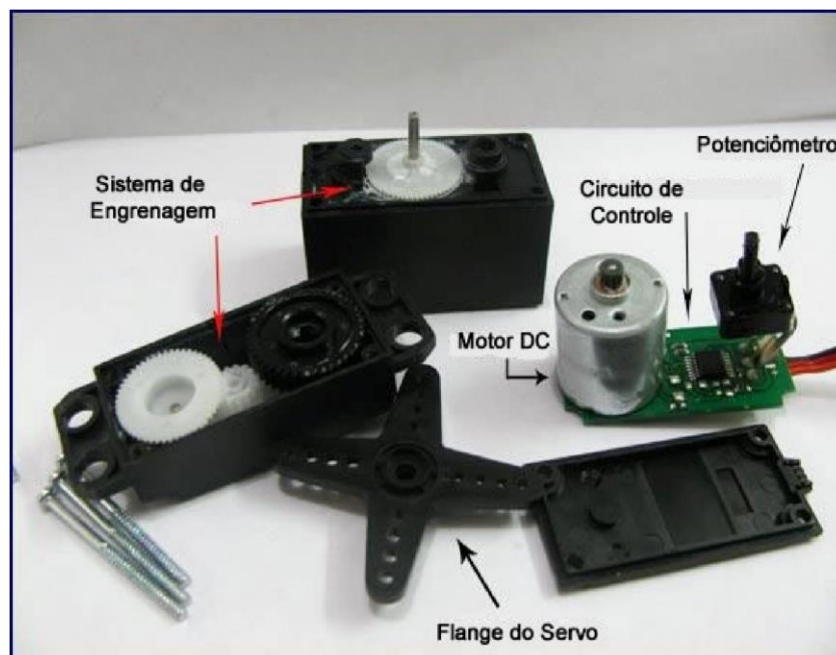


Figura 8 - Servo motor (Silveira 2016)

Conforme a tabela abaixo, nota-se que sistemas hidráulicos e pneumáticos ainda possuem vantagem em relação ao custo, porém, por não apresentarem vazamentos de óleo, os servo motores apresentam uma clara vantagem. Além de uma serem uma solução mais ecológica, são mais simples e precisos. (Silveira 2016)

Tipo de Acionamento		Pontos Fortes	Pontos Fracos
Dispositivo Mecânico	Dispositivo Hidráulico/ Pneumático	- Estrutura simples - Preço competitivo	- Baixa acurácia - Vibração - Polui o ambiente
	Motor de Passo	- Controlador simples - Preço competitivo	- Altos ruídos e vibrações
Dispositivo Eletromecânico	Motor de Indução	- Preço competitivo	- Não se aplica à alta precisão
	Servo Motor	- Controle de alta precisão - Torques altos - Força motriz elevada - Ruídos e vibrações baixos - Excelente manutenção	- Preço um pouco elevado
	Motor Linear	- Alta velocidade - Precisão no controle - Sem conversão mecânica	- Preço elevado

Tabela 1 - Pontos fortes e fracos de cada acionamento (Silveira 2016)

A principal diferença entre os servo motores e motores os convencionais (CC ou CA) é que os servo possuem um encoder e um controlador. Ou seja, os servo motores são motores convencionais, porém possuem acoplado um encoder e um controlador para garantir sua precisão. (Silveira 2016)

O codificador ou sensor de velocidade fornece o feedback para o controlador. O feedback de posição é empregado em busca de obter a posição momentânea para controlar sua velocidade e posição final. Este sinal de realimentação é

comparado com a posição desejada e produz um sinal de erro caso sejam diferentes. Deste modo, o sinal de erro alimenta um amplificador (visto que o sinal não é forte suficiente para acionar o motor) que eleva a tensão e gira o motor para a posição desejada.

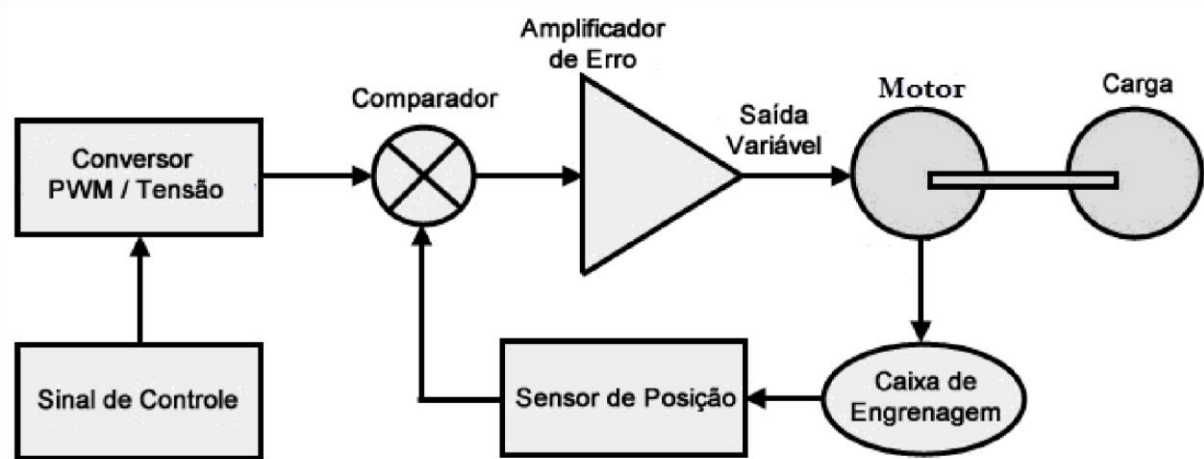


Figura 9 - Diagrama de controle do Servo Motor

2.3.5.1 Tipos de Servo Motores

Os servo motores são classificados em CA (corrente alternada) e CC (corrente contínua) dependendo da alimentação de energia. Frequentemente empregados nas indústrias, os servos CC demandam uma menor potência e garantem uma boa eficiência. (Silveira 2016)



Figura 10 - Servo Motor CC (Silveira 2016)

Característica	Motor de Passo	Servo motor CC	Servo motor CA Síncrono	Servo motor indução
Vantagens	<ul style="list-style-type: none"> - Compacto - Custo reduzido 	<ul style="list-style-type: none"> - Pequena dimensão externa - Alto torque - Boa eficiência e controle - Custo acessível 	<ul style="list-style-type: none"> - Alta Velocidade - Alto torque - Boa eficiência operacional - Baixa manutenção 	<ul style="list-style-type: none"> - Alta velocidade - Altos picos de torque - Boa eficiência operacional - Baixa manutenção - Durabilidade
Desvantagens	<ul style="list-style-type: none"> - Ruído magnético - Baixa velocidade 	<ul style="list-style-type: none"> - Limite na retificação - Baixa confiabilidade - Maior manutenção 	<ul style="list-style-type: none"> - Alto custo 	<ul style="list-style-type: none"> - Baixa eficiência em capacidades menores - Controle complexo - Custo elevado
Capacidade (watts)	- Menor que 100W	- Menor que 500 W	- De 100 a 3.5 KW	Acima de 3.5 KW

Tabela 2 - Vantagens e desvantagens servo motores (Silveira 2016)

2.3.6 Arduino

O Arduino trata-se de uma placa de controle, possuindo entradas de dados (IN) e saída de dados (OUT). A entrada de dados é composta por sensores dos mais variados tipos, que são conectados de acordo com o sistema. A saída de dados é constituída de acionamentos como lâmpadas LEDs, motores, etc. O Arduino é basicamente composto por um microcontrolador com linhas de entrada e saída digitais e analógicas, uma interface USB, além de 4 UARTs (portas seriais de hardware), um oscilador de cristal de 16MHz, uma entrada de alimentação, uma conexão ICSP e um botão reset (McRoberts 2011). O arduino nano é baseado no ATmega328p apresenta um tamanho reduzido de 18x45mm, e pode ser alimentado por uma fonte de 5-12V.

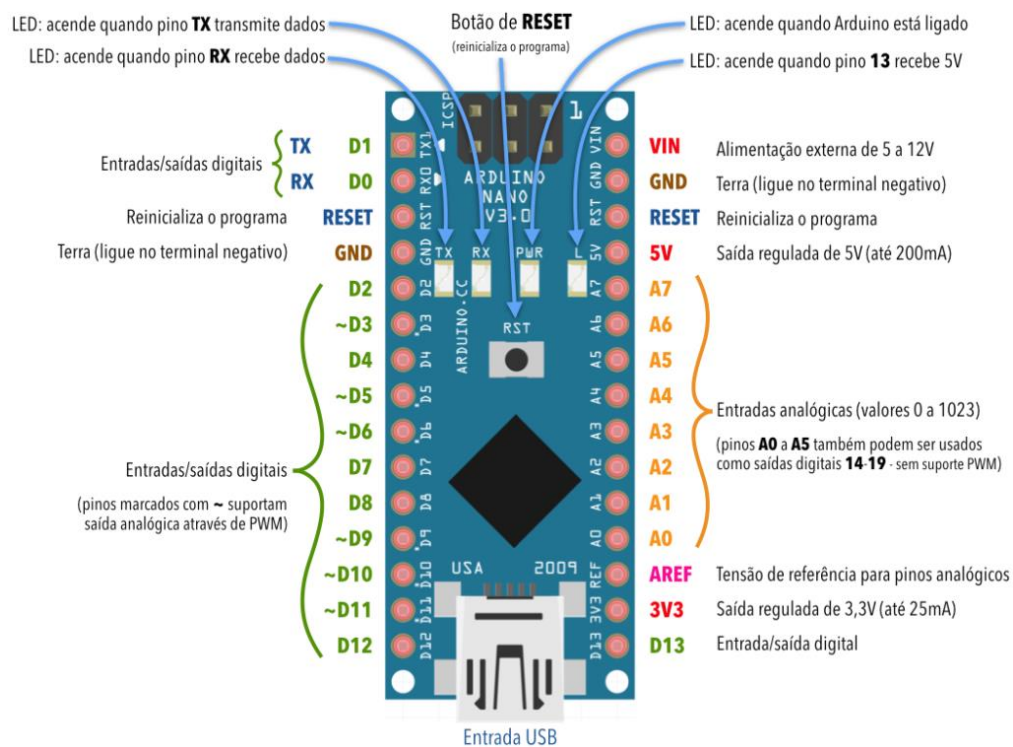


Figura 11 - Arduino Nano (Arduino s. d.)

- Baixo custo;
- Software *open source*;
- Linguagem de programação simples;
- Material disponível gratuitamente na internet;

2.3.7 Sensor Muscular MyoWare

O sensor da *Advancer Technologies* foi desenvolvido para ser diretamente usados com microcontroladores, ele mede a atividade muscular através do monitoramento do potencial elétrico das células musculares. Este método é denominado eletromiografia (EMG). O sensor capta o potencial elétrico muscular, o processa e amplifica o sinal, de modo que o mesmo é convertido em um simples sinal analógico que pode ser lido por qualquer microcontrolador. (Advancer 2015)



Figura 12 - Sensor Muscular Myoware (Advance Technologies 2015)

Ao contrário de sensores EMG convencionais, este sensor retifica, e filtra o sinal conforme é ilustrado na imagem 13. Este sinal de saída funciona melhor com microcontroladores e seu conversor A/D.

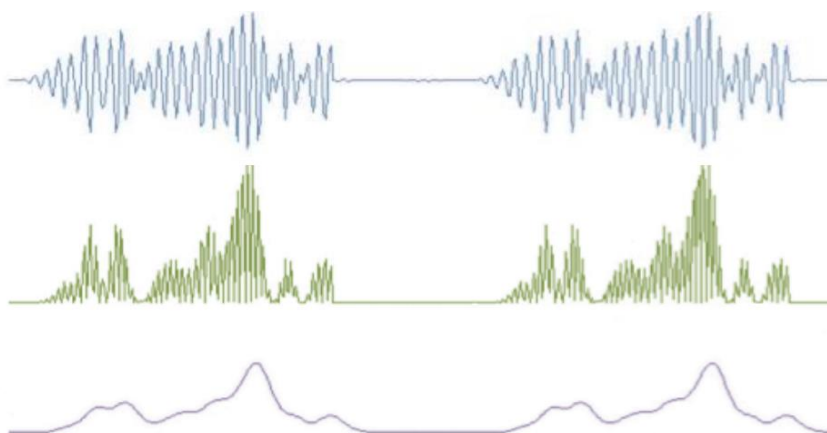


Figura 13 - Sinal retificado e filtrado (Advance Technologies 2015)

O sensor requer três eletrodos que se conectam e desconectam facilmente com os conectores do sensor. Dois dos conectores são localizados na placa do sensor e o terceiro é localizado na extremidade do cabo referência. Os eletrodos da placa devem ser posicionados no músculo que se deseja a leitura, enquanto o terceiro eletrodo precisa de uma zona neutra como o cotovelo.

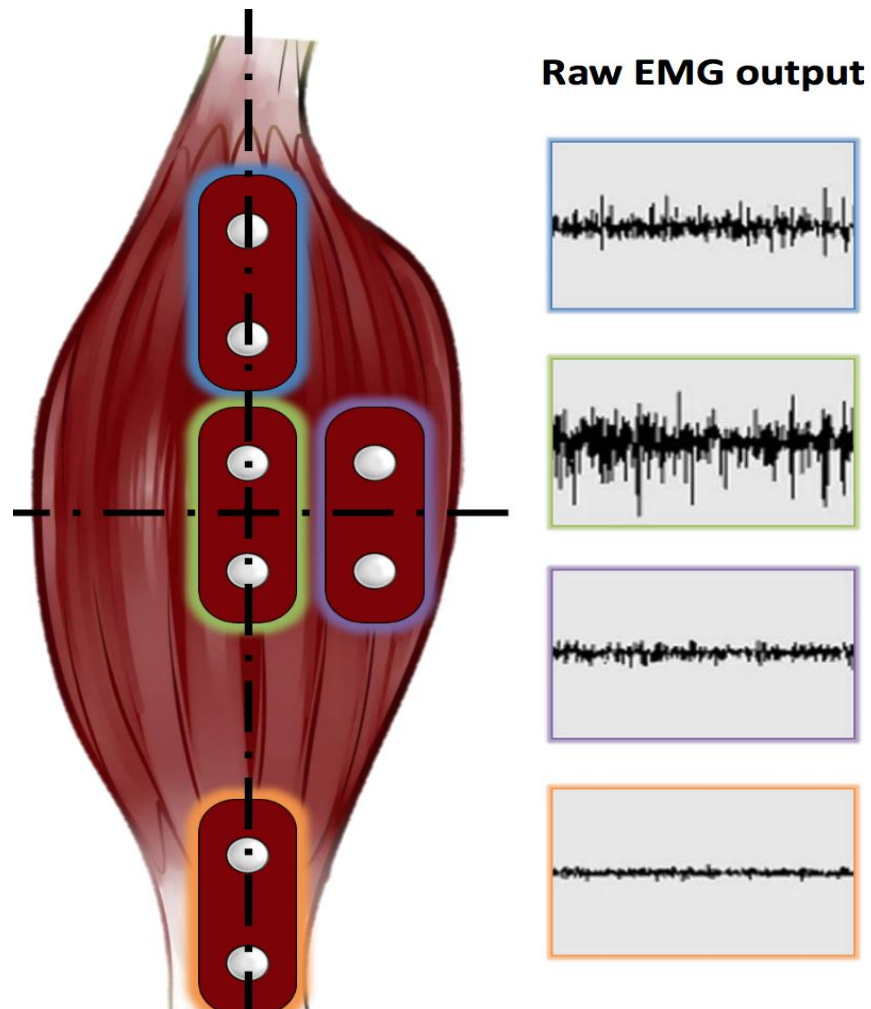


Figura 14 - Posicionamento Sensor (Advance Technologies 2015)

- Trata-se de um sensor pequeno, possui 5,3cm x 2cm;
- Sua tensão de operação varia de 2.9V a 5.7V e não necessita de alimentação negativa;
- Possui saída analógica que varia de 0 à tensão de alimentação;
- Possui ganho ajustável que pode ser configurado conforme análise de saída;

3 FUNCIONAMENTO DA PRÓTESE

Como mencionado anteriormente, em busca de obter parte dos movimentos perdidos pelo paciente, a prótese é um dispositivo mecatrônico, constituído de uma estrutura mecânica impressa em impressora 3D, e um sistema eletrônico composto por sensor, microcontrolador e atuadores. Ao iniciar o projeto e definir quais seriam os requisitos, o principal seria o baixo custo (menos de R\$1000,00), ativada por um sensor que capta a contração muscular (mioelétrica) e possibilitar a troca de componentes e ferramentas (modular).

Nos dias atuais, apesar da evolução em sensores e atuadores, as próteses em formato de mão ainda não possuem tanta precisão, impossibilitando ou dificultando a realização de tarefas simples. A principal justificativa da prótese ser modular é proporcionar um melhor desempenho de tarefas cotidianas garantindo assim, uma maior efetividade.

Para ferramentas de atuação como a garra ou a própria mão robótica, será utilizado um sensor mioelétrico, que, a partir do potencial elétrico resultante da contração muscular, consegue amplificar o sinal obtido e enviá-lo ao arduino para a atuação do motor. Desta maneira, a movimentação da prótese depende da contração muscular do usuário, tornando mais natural seu movimento.

A impressão 3D na parte estrutural busca garantir com que a prótese seja personalizável, com arquivos editáveis, tenha as propriedades mecânicas que garantam o bom funcionamento e reduza o custo da mesma.

4 DESENVOLVIMENTO

4.1 Mecânica

Após a definição do funcionamento da prótese, a próxima etapa foi o desenvolvimento de sua estrutura base. Os principais objetivos eram garantir um bom funcionamento, personalização e baixo preço.

O desenvolvimento dos módulos da prótese foi realizado em software CAD e foi realizado de maneira que seja de fácil edição. De acordo com as medidas do paciente, pode-se facilmente editar suas dimensões de forma que a prótese se adapte da melhor forma aos contornos do corpo do paciente, calçando-o da melhor maneira possível.

O projeto da prótese se destaca pela possibilidade de ser modular, ou seja, além de permitir a troca de ferramentas, é possível trocar seus componentes. Esta possibilidade representa uma maior economia ao usuário na hora de trocar a prótese devido ao seu crescimento ou danos à prótese.

De acordo com a necessidade do usuário, é possível personalizar as ferramentas ou criar novos modelos voltados para esportes, trabalho e lazer.

A prótese é dividida em 5 módulos:

- Suporte braço (tríceps);
- Suporte antebraço;
- Mão mioelétrica;
- Ferramenta para palheta;
- Ferramenta para escrever/desenhar/pintar.



Figura 15 - Componentes da prótese (Própria autoria)

4.1.1 Suporte de tríceps

O suporte de trícepos da prótese como o próprio nome diz é encaixado no braço. Seu objetivo é garantir maior estabilidade e segurança à prótese, e ao mesmo tempo que aliviar parte do peso quando o braço estiver relaxado.

Seu design é bem simples, a parte superior (1) possui fissuras onde será encaixada uma faixa de nylon com velcro para que o suporte possa ser encaixado ao braço de forma firme. O formato curvo (3) busca garantir uma melhor ergonomia de encaixa, proporcionando maior conforto. A parte inferior do suporte é responsável pelo encaixa da mesma à prótese (2).

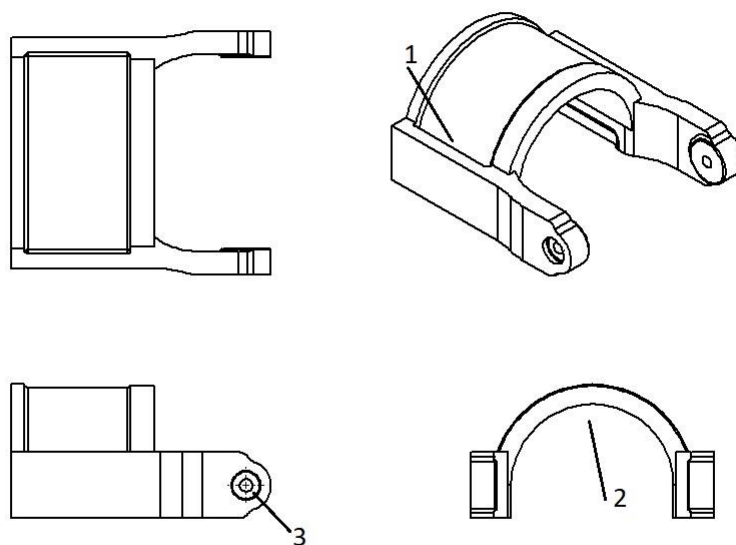


Figura 16 - Vista Detalhada Suporte de Braço (Própria Autoria).

4.1.2 Suporte de Antebraço

A prótese de antebraço foi projetada para possuir uma secção interna com dimensões correspondentes aos do paciente conforme pode ser visto na figura . As dimensões não podem ser exatas, e sim proporcionais, pois será aplicado uma camada de tecido esponjoso para garantir maior conforto. Tomadas estas medidas, é possível obter uma prótese esteticamente agradável externamente e confortável internamente.

Na extremidade esquerda da prótese (1) pode-se observar o sistema de encaixe similar ao do suporte, que será usado para a montagem de ambos. Também na extremidade esquerda (2) é o mecanismo responsável por travar o conjunto em sua extensão total, limitando a angulação do braço quando relaxado. O furo (3) é um canal responsável por alocar os fios provenientes do sensor. Os furos na extremidade (4) são responsáveis pelo encaixe e acoplamento do suporte da ferramenta.

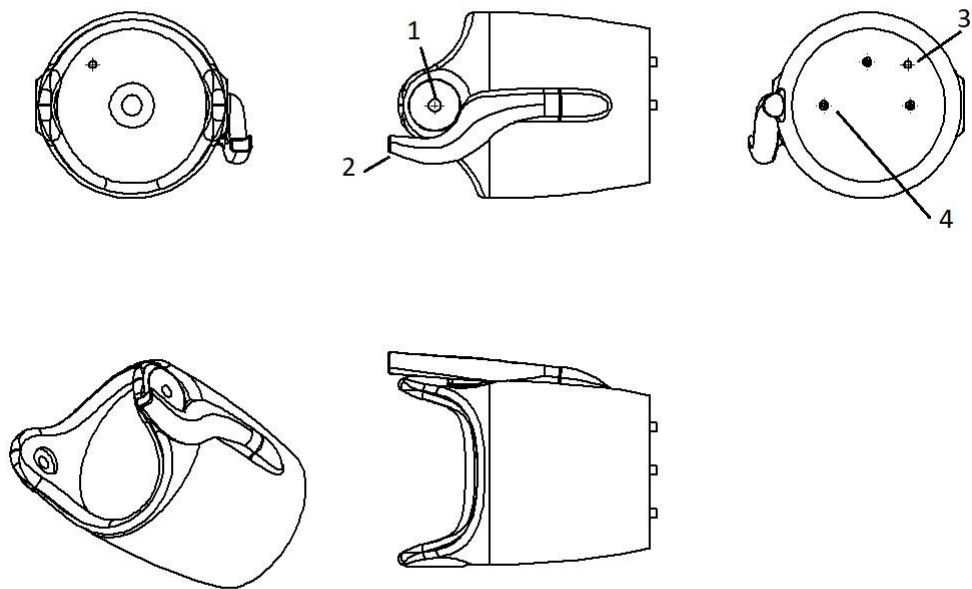


Figura 17 - Vista Detalhada Suporte de Antebraço (Própria Autoria).

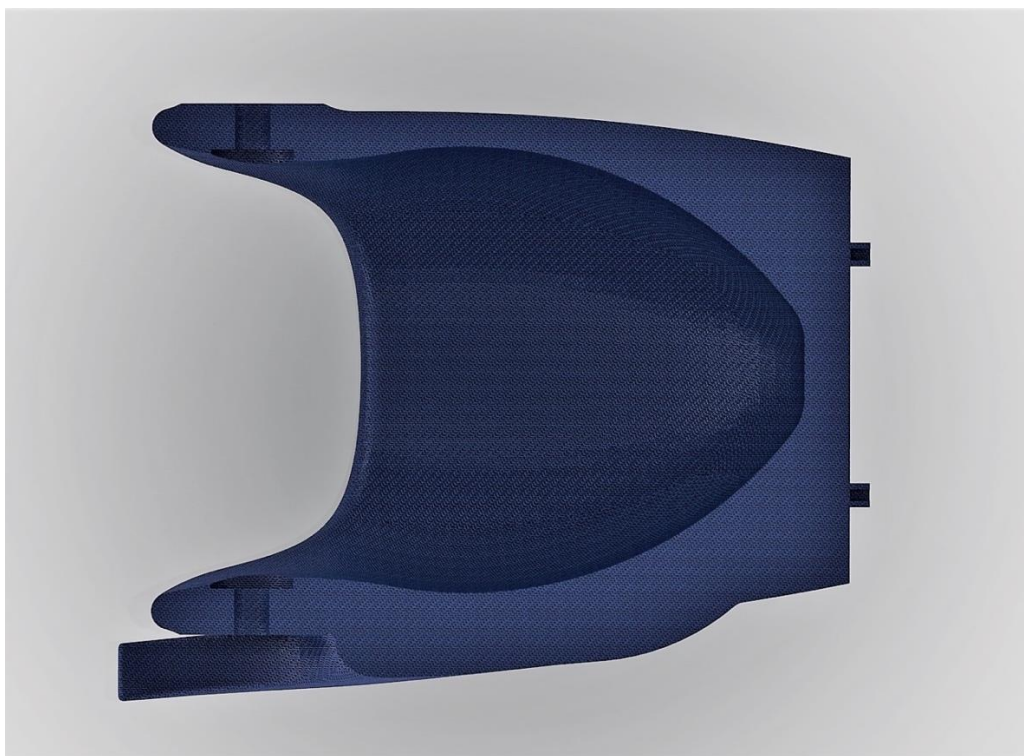


Figura 18 - Formato do braço (Própria Autoria)

4.1.3 Mão Mioelétrica

A mão mioelétrica é a ferramenta que imita o formato de mão e funciona através do sensor mioelétrico. A ferramenta é dividida em duas partes, a mão em si, e o superior do antebraço. Para tal, foi necessário modelar o desenho para acoplamento dos componentes eletrônicos.

A parte da mão foi encontrada já modelada no site grabcad e funciona através de fios que quando tensionados provocam o movimento de contração dos dedos. Por sua vez, para garantir que os mesmos se estendam, foram utilizados elásticos que garantem que os dedos fiquem esticados quando não submetidos à tensão, como vemos na figura 21.

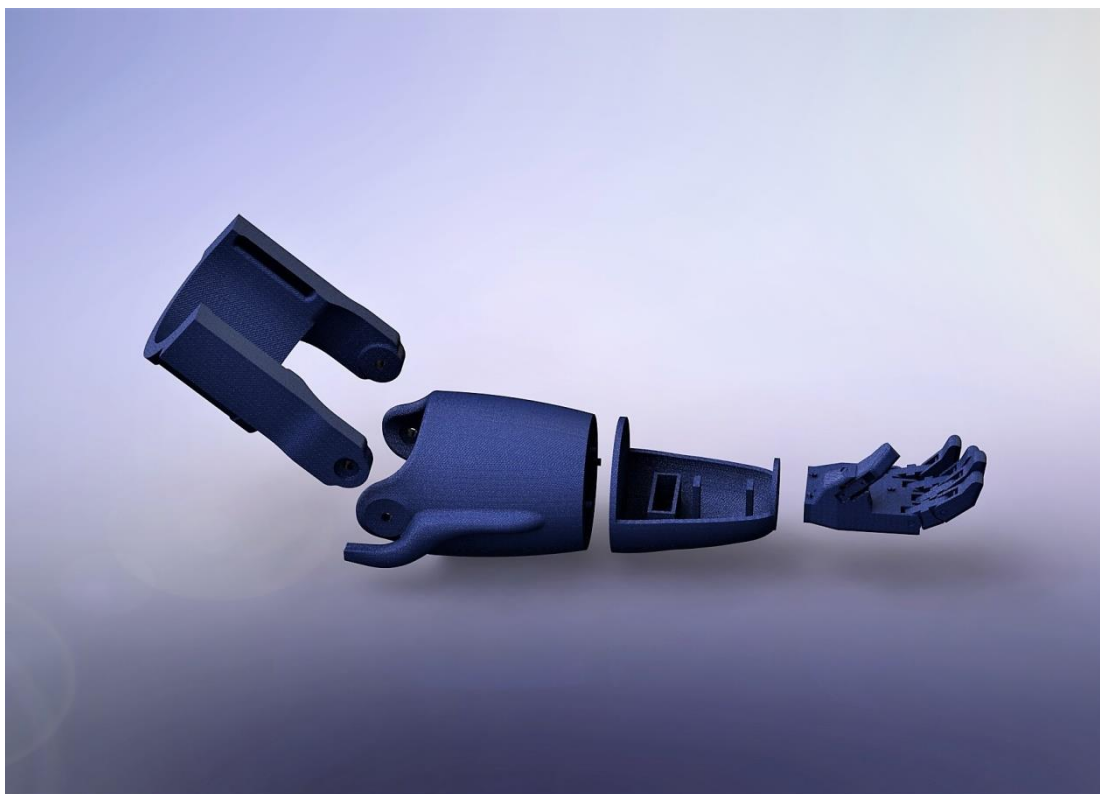


Figura 19 - Componentes mecânicos da mão mioelétrica (Própria Autoria)

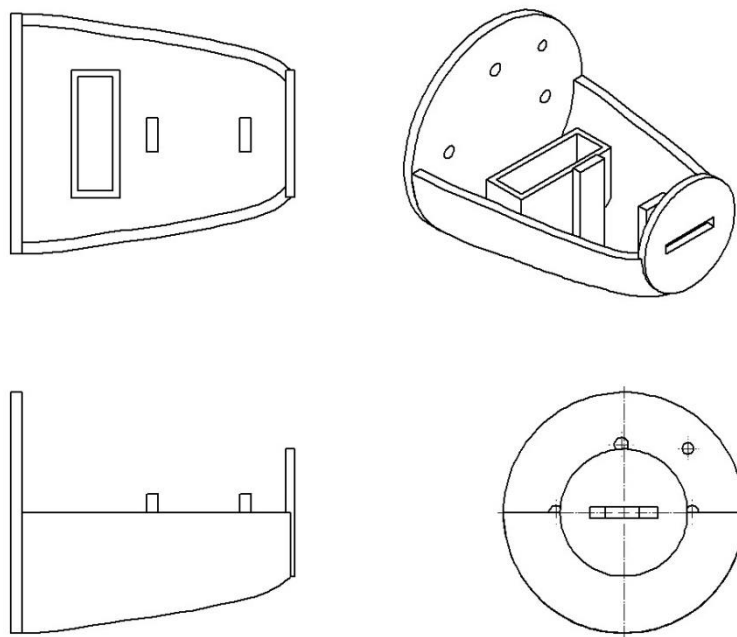


Figura 20 - Vista Detalhada Suporte dos Componentes Eletrônicos (Própria Autoria).



Figura 21 - esquema de elásticos para extensão (Própria Autoria)

4.1.4 Ferramenta para Palheta

A ferramenta para suporte de palheta foi desenvolvida para dar aos deficientes físicos à possibilidade de voltarem ou começarem a aprender a tocarem instrumentos musicais como violão, guitarra, etc. A mesma possui um suporte para palhetas, com a espessura padrão de 6mm de fácil encaixe e troca.

Conforme desenho detalhado na figura 22 pode-se perceber que a mesma se destaca por ser simples e de fácil impressão. Na figura 23, ilustra a ferramenta acoplada à prótese.

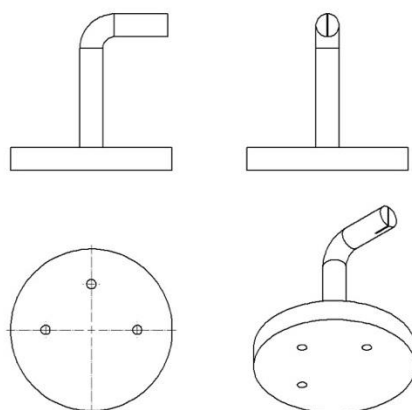


Figura 22 - Vista Detalhada Ferramenta para Palheta



Figura 23 - Desenho renderizado prótese montada com ferramenta de palheta (Própria Autoria)

4.1.5 Ferramenta para escrever/desenhar/pintar

Conforme dito na revisão bibliográfica, portadores de próteses em formato de mão reclamam da falta de precisão para simples tarefas, o que dificulta em muito sua inserção no mercado de trabalho.

A ferramenta permite não só o uso de lápis/canetas como também pincéis para pintura e outros objetos de até 20mm de diâmetro. Podendo ser adaptado em software para outros fins como máquina de tatuagem e etc.

O mecanismo é baseado em compassos antigos, possuem um canal pelo qual o objeto é inserido, e perpendicularmente, um parafuso consegue fazer pressão para manter o objeto estável.



Figura 25 - Desenho Renderizado da Prótese com Ferramenta para Lápis (Própria Autoria)

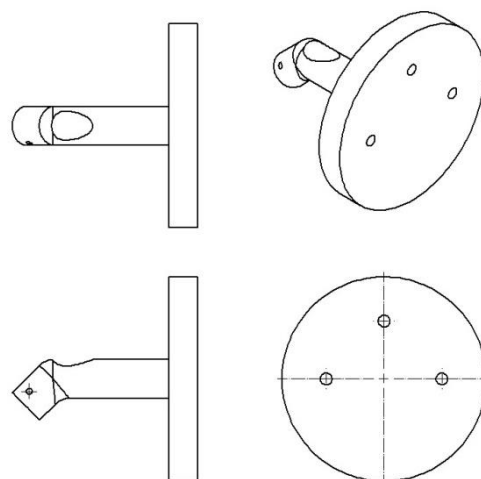


Figura 24 - Vista Detalhada da Ferramenta para Escrever/Desenhar (Própria Autoria)

4.1.6 Escolha do material

Segundo a fundamentação teórica a respeito dos materiais disponíveis para a impressão, o ABS apesar de possuir boas características físico-químicas, apresenta alta contração (0,8%), impossibilitando-se assim a impressão de peças grandes como a prótese.

A alternativa com maior custo benefício foi então o PLA, que apesar de possuir um custo um pouco mais elevado em relação ao ABS, o PLA apresenta características excelentes para o projeto.

O primeiro ponto positivo deve-se ao fato do PLA possuir baixa contração, possibilitando a impressão de peças grandes sem deformidades relevantes para a estrutura. O segundo ponto é que apresenta uma grande dureza superficial (85 Shore D), sendo ideal para objetos que serão expostos ao tempo e à abrasão. O terceiro ponto positivo é que o material não ocasiona danos ao meio ambiente, é biodegradável e de fácil reciclagem.

Pela sua alta fluidez de extrusão e baixa contração, o material possibilita uma impressão mais rápida e com mais fidelidade aos detalhes e proporcionando um melhor acabamento entre as demais. Devido á velocidade de produção, possui o menor custo cm³/grama/hora dentre os termoplásticos.

Outro fator fundamental para a escolha do mesmo é que o laboratório de protótipos do CEFET-MG campus Divinópolis possui acervo disponível para uso do material, minimizando os custos.

4.1.7 Ensaio de Tração

Conforme as recomendações descritas na fundamentação teórica, o corpo de prova foi dimensionado de acordo com (Dalcin 2007) possuindo secção quadrada de 10mm de aresta. As duas extremidades foram dimensionadas para serem presas à da peça. Os parâmetros seguem na tabela abaixo:

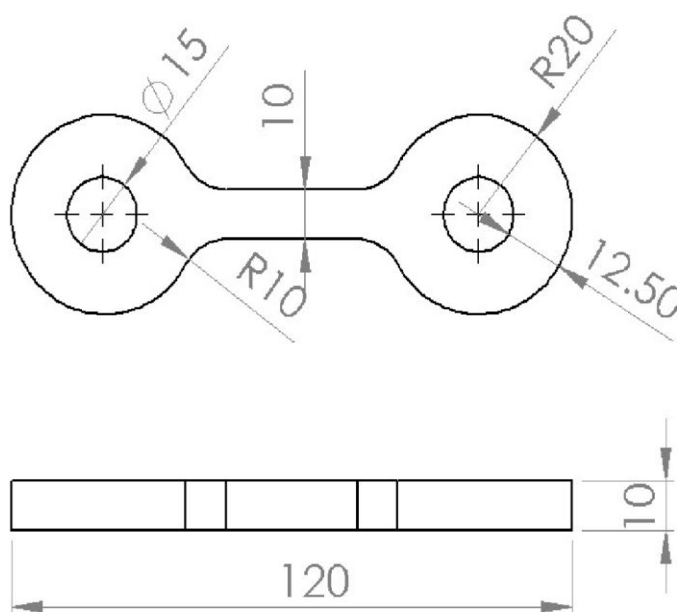


Figura 26 - Desenho Detalhado do Corpo de Prova (Própria Autoria)

Densidade	20%
Material	PLA
Temperatura da mesa	110 °C
Temperatura do bico extrusor	235 °C

Tabela 3 - Parâmetros de impressão do corpo de prova (Própria Autoria)

O ensaio foi realizado pela máquina universal para ensaios mecânicos modelo EMIC 23-200 da marca INSTRON/EMIC. Os testes foram realizados no corpo de prova do material escolhido (PLA). Os resultados podem ser vistos na tabela abaixo:

Corpo de prova	1	2	3
Dimensões	(10,14x10,07)mm	(10,22x10,14)mm	(10,33x10,08)mm
Área	102,11 mm ²	103,63mm ²	104,13mm ²
Força	804,42 N	863,28 N	873,09 N
Tensão	7,88 MPa	8,33 Mpa	8,38 Mpa
Deformação (%)	6,21%	9,11%	9,16%

Tabela 4 - Dados obtidos no ensaio de tração (Própria Autoria)

Estatística	Média	Variância	Desvio Padrão
Área	103,29 mm ²	1,107 mm ²	1,052 mm ²
Força	847,93 N	1379,38 N	37,14 N
Tensão	8,197 MPa	0,076 Mpa	0,275 Mpa
Deformação (%)	8,16 %	2,852 %	1,689 %

Tabela 5 - Estatísticas ensaio de tração (Própria Autoria)

Os resultados das análises foram satisfatórios e próximos quando comparados aos dados pesquisados em fontes na internet. Correspondem ao esperado, permitindo-se então dar continuidade aos estudos.



Figura 27 - Corpos de prova após ensaio (Própria Autoria)

4.1.8 Análise de Elementos Finitos

4.1.8.1 Malhas

O objeto foi discretizado em finitos graus de liberdade através da geração de malha. Foi utilizado o formato tetraédrico através do método de Delaunay. Conforme visto na figura 28 e 29.

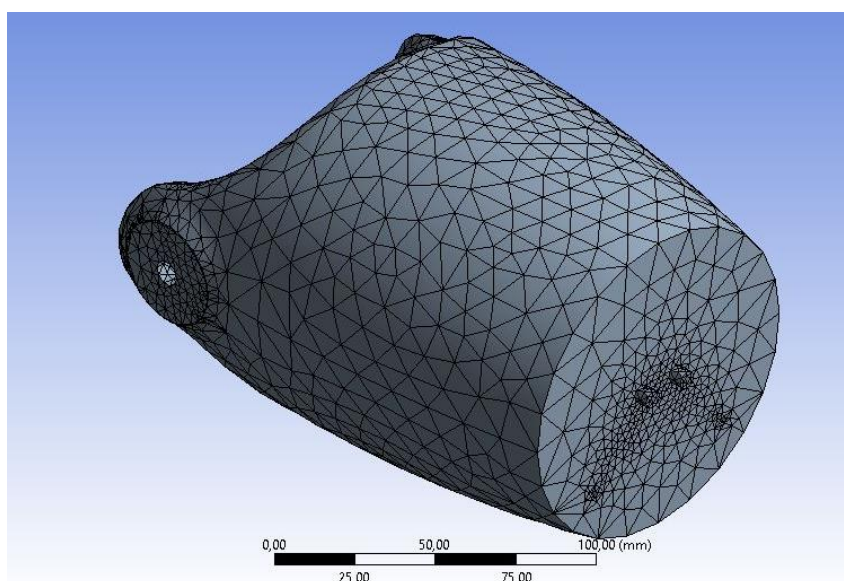


Figura 28 - Malhas suporte antebraço (Própria Autoria)

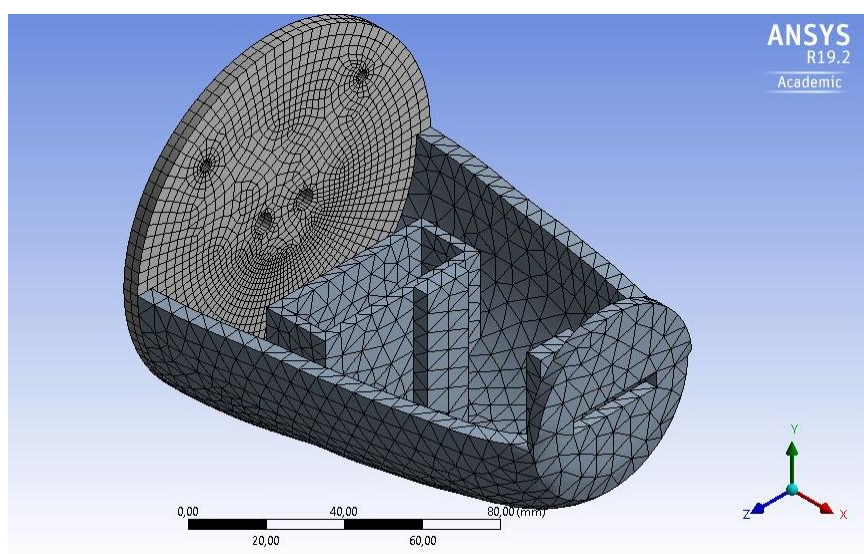


Figura 29 - Malha suporte da mão (Própria Autoria)

Para otimizar a malha, foi realizado o refinamento nos pontos de interesse, que seriam os encaixes da mesma. A partir deste refinamento, se tem uma resposta mais precisa.

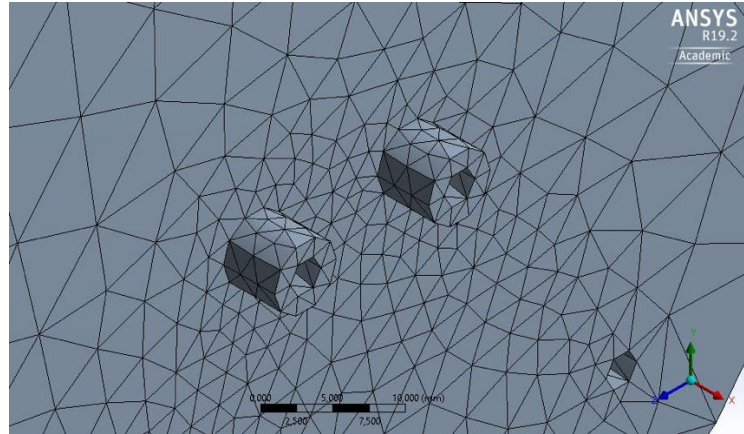


Figura 30 – Malha refinada Encaixe 1 (Própria Autoria)

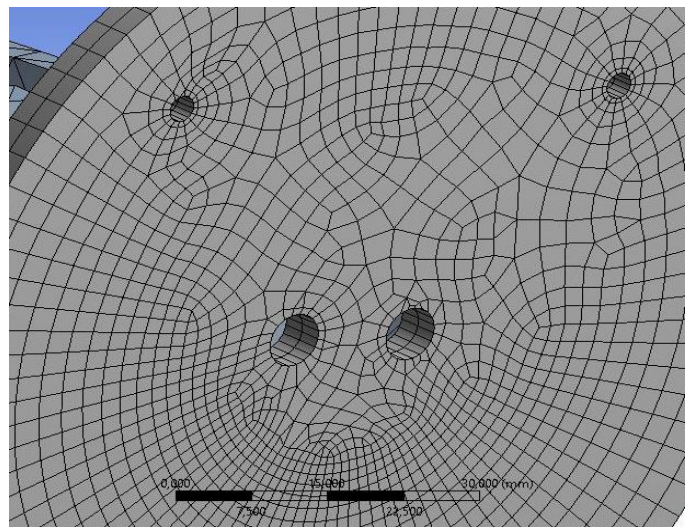


Figura 31 – Malha Refinada Encaixe 2 (Própria Autoria)

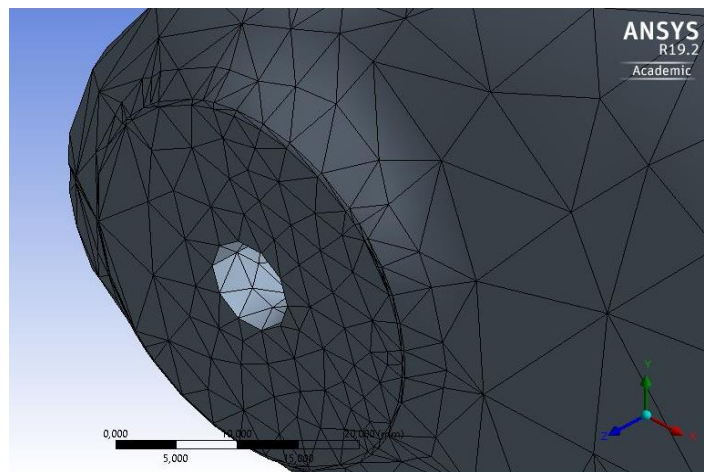


Figura 32 - Malha Refinada Junção (Própria Autoria)

Os pesos dos componentes foram aplicados (C, D, E). Foi estipulado que a carga do braço máxima seria de 50N (B), e seria apoiado pelos suportes (F, G e H).

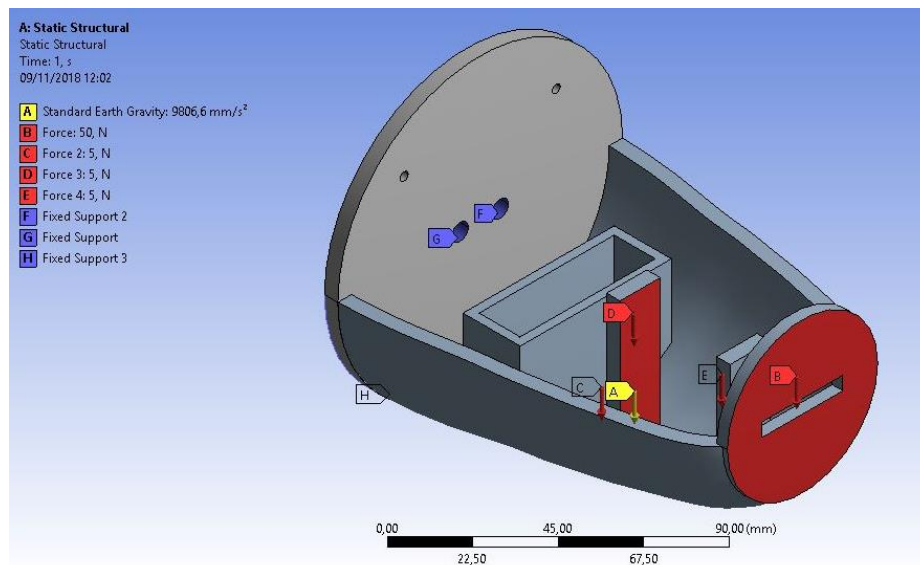


Figura 33 - Esforços Suporte Mão (Própria Autoria)

Já no suporte de antebraço, foi aplicado uma força de 110N nos dois encaixes (E, F) e utilizado suporte para simular o esforço do braço do usuário (B, C, D).

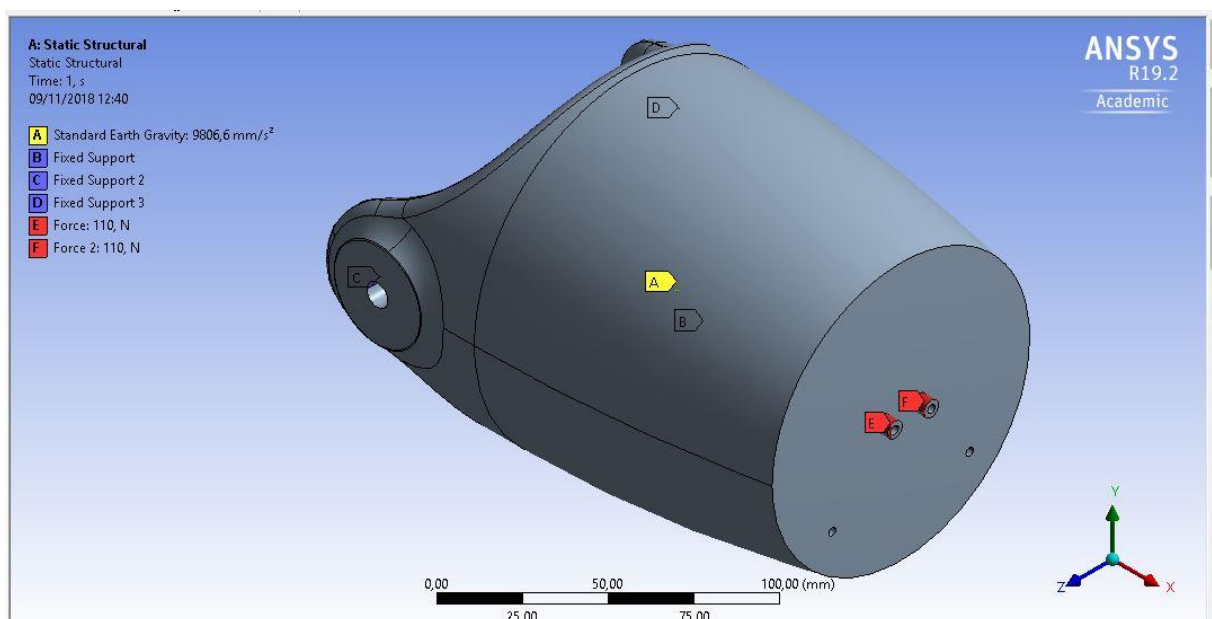


Figura 34 - Esforços Suporte Antebraço (Própria Autoria)

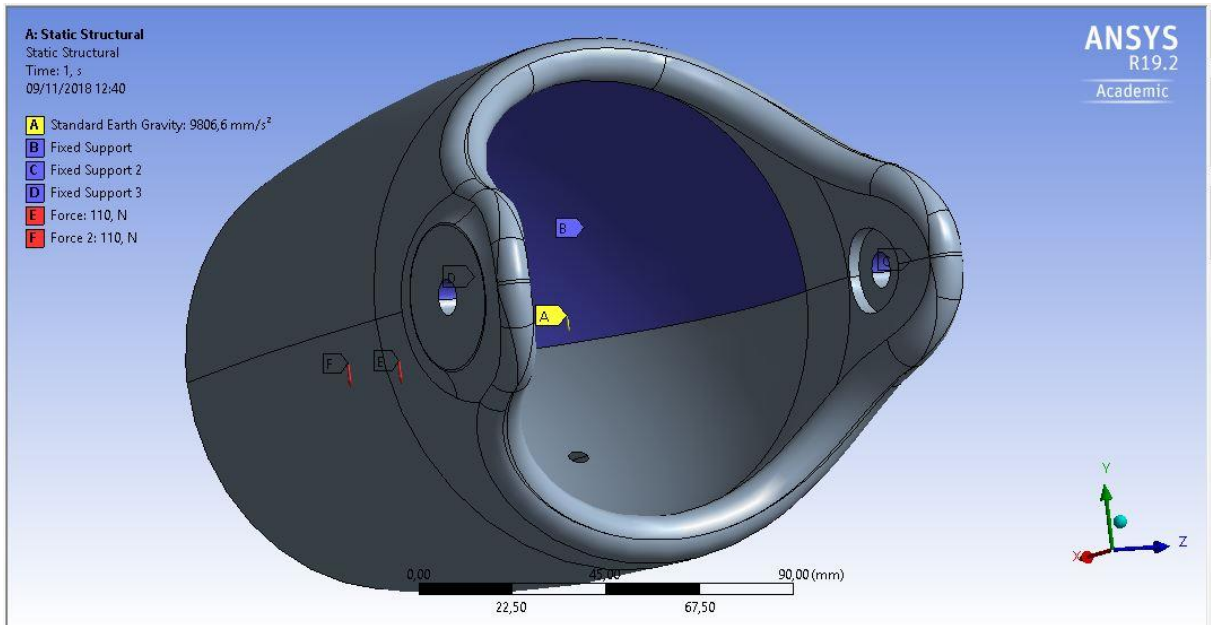


Figura 35 - Fixação do Antebraço como Suporte (Própria Autoria)

A deformação total máxima foi de aproximadamente 0.5mm para a parte de acoplamento dos componentes (figura 36), e de 0.04mm para o suporte de antebraço (figura 37).

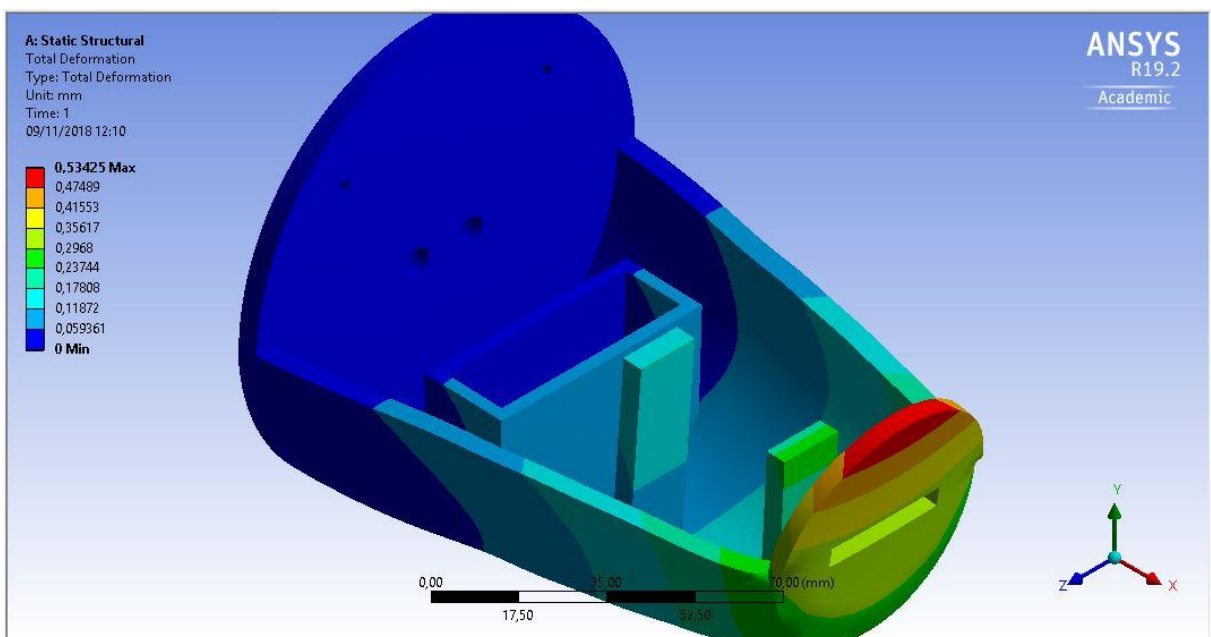


Figura 36 - Deformação Suporte Mão (Própria Autoria)

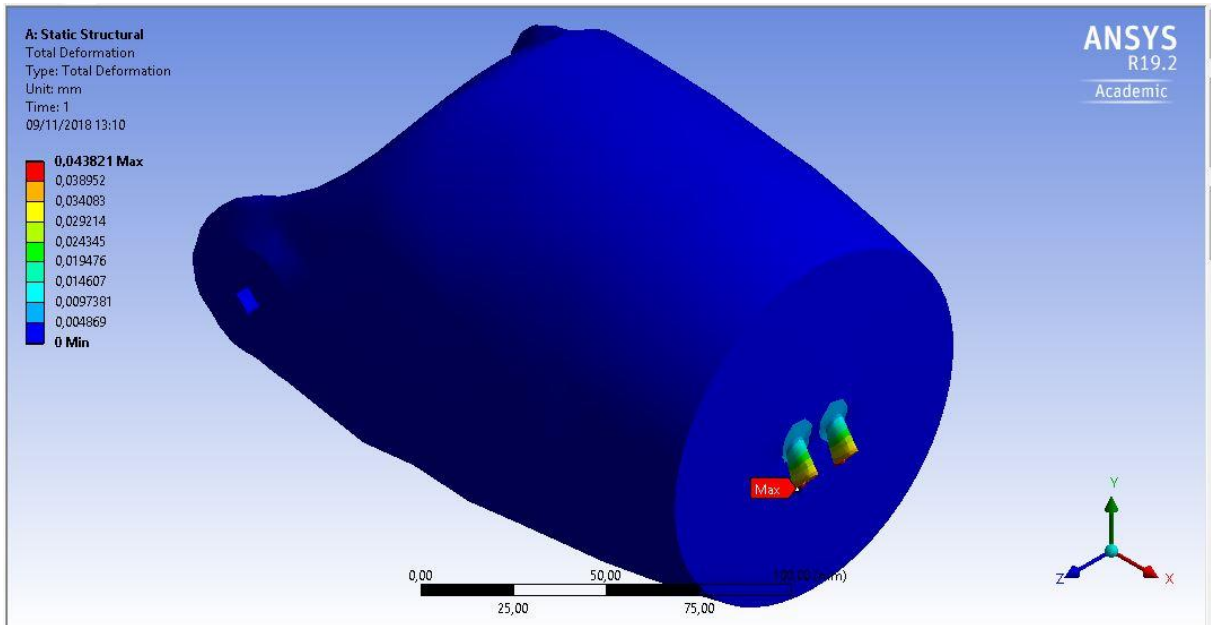


Figura 37 - Deformação Suporte Antebraço (Própria Autoria)

O critério adotado para cálculo de tensão foi o de Von-Mises. E foi comparado com a tensão de escoamento fornecida pela fabricante do filamento para impressão (3D Lab). Os testes foram realizados de acordo com a norma ASTM D 638, tendo a tensão de escoamento de 24,8Mpa e uma tensão de ruptura de 46Mpa. Conforme as figuras 38 e 39, nota-se que a tensão máxima não ultrapassa 13Mpa.

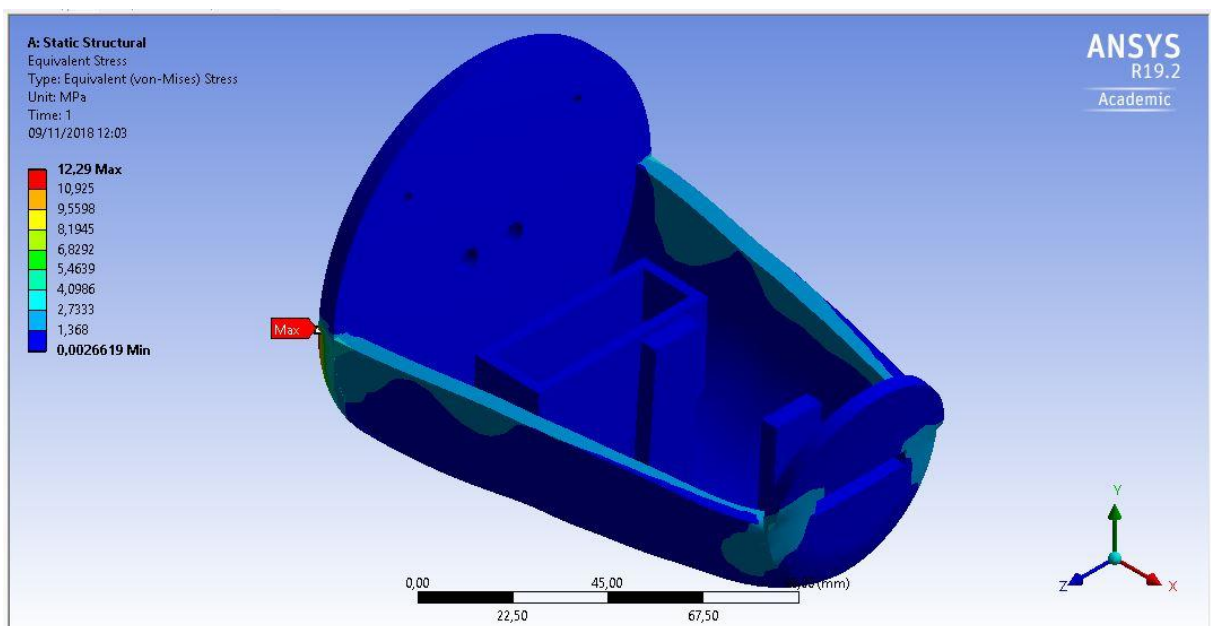


Figura 38 - Resultante Von-Mises Suporte Mão (Própria Autoria)

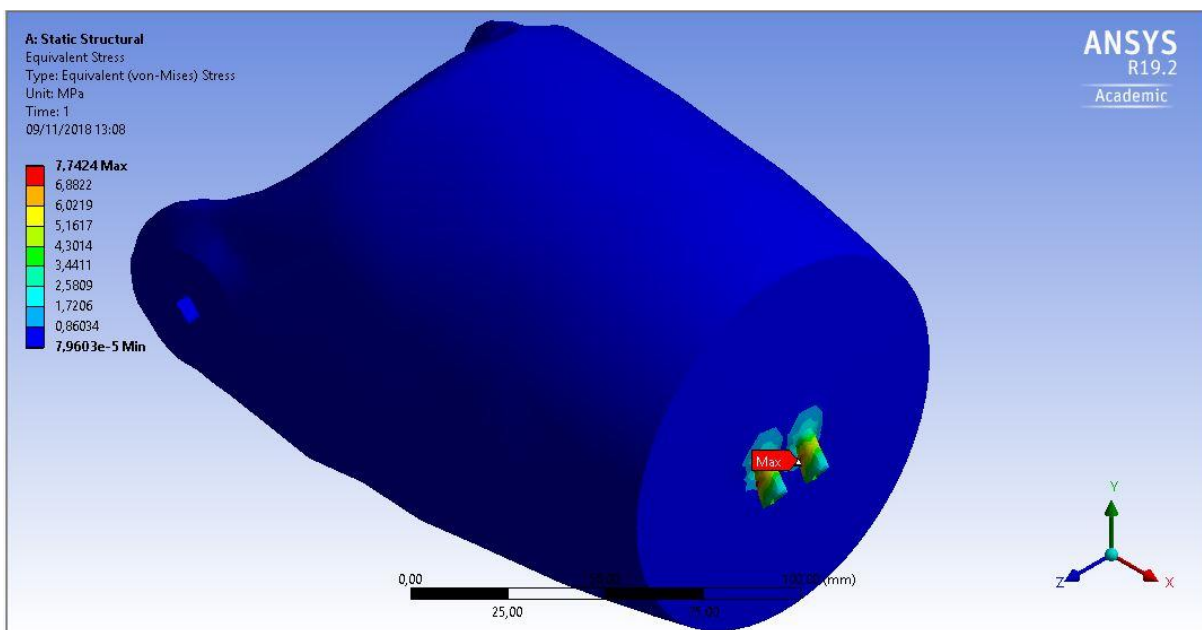


Figura 39 - Resultate de Von-Mises Suporte Antebraço (Própria Autoria)

4.1.9 Custos da impressão 3D

Para cálculo do custo de impressão total, foi realizado uma cotação com a empresa TMTecnologia.

QUALIDADE	BAIXA	MÉDIA	ALTA
Suporte Tríceps	R\$27,70	R\$33,10	R\$45,60
Suporte Antebraço	R\$40,00	R\$47,00	R\$68,00
Mão Mioelétrica	R\$45,00	R\$52,00	R\$75,00
Ferramenta Palheta	R\$10,75	R\$13,50	R\$18,00
Ferramenta Desenho	R\$9,30	R\$11,30	R\$16,20
TOTAL	R\$132,75	R\$156,90	R\$222,80

Tabela 6 - Custo Impressão (TMTecnologia)

4.2 Eletrônica

4.2.1 Circuito

O sinal de saída do sensor mioelétrico é analógico e varia de 0 a 5 volts. Desta maneira, o mesmo foi conectado a uma entrada analógica do Arduino (A3) que possui um conversor A/D. Como o modelo do arduino ATmega328 possui 10 bits de resolução, quando trabalhamos com uma tensão de referência de 5 volts, temos uma resolução de:

$$\text{Resolução} = \frac{V_{ref}}{2^n} = \frac{5V}{1024} = 4,88 \text{ mV}$$

Conforme calculado, a entrada analógica possui uma resolução de 4,88mV e através da função `analogRead`, consegue converter em um número inteiro que varia de 0-1023 conforme a entrada. Possui uma frequência de 10000 leituras por segundo. O sensor mioelétrico é alimentado diretamente pelo Arduino, que entrega uma tensão contínua necessária de 5 volts conforme especificado no datasheet do sensor.

O Arduino trabalha com tensões de entrada de 5-12 Volts e os motores exercem o maior torque com uma tensão de 6 Volts conforme especificações. Outro requisito da bateria poder ser recarregada. Desta maneira, foi escolhida uma bateria de Ni-Cd de 6V e 1000mah, que atende a todos os requisitos do circuito. Conforme mostra o circuito abaixo, os motores e o Arduino foram conectados em paralelo para que todos recebam os 6V requeridos.

Os motores de passo recebem um sinal PWM do microcontrolador (D8 e D9), que varia de 0 a 255, podendo e é convertido em sua angulação (0-180 graus). A programação no Arduino descrita próxima seção, descreve como o sinal do sensor mioelétrico é convertido em angulação para o motor.

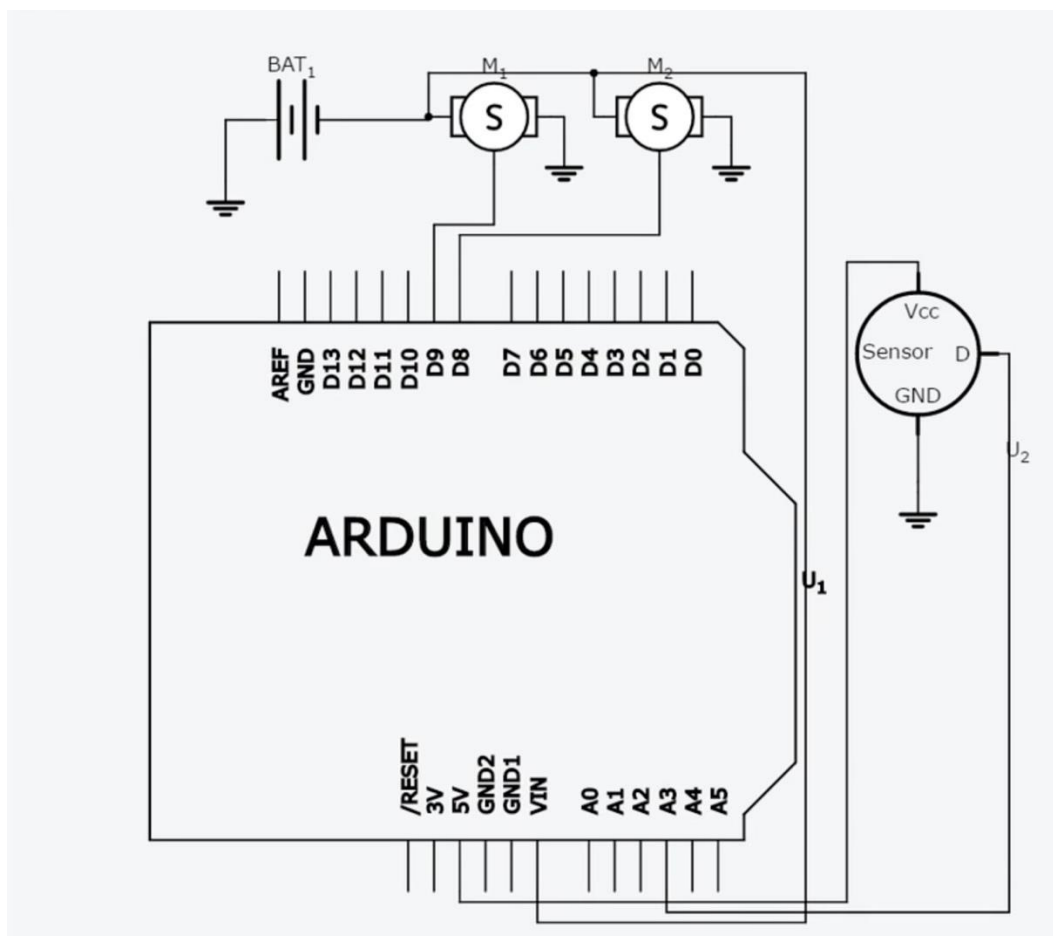


Figura 40 - Esquemático Circuito (Própria Autoria)

4.3 Programação

4.3.1 Sensor

Para programação de leitura do sensor, foi escolhido o pino analógico A3 para receber o sinal. Para condicionamento do sinal, foi utilizado um filtro, visto que em testes foi notado que pegar menos amostragens levaria à um melhor resultado. O filtro faz uma média das 1000 amostragens (0.1 segundos) e armazena em uma variável.

```
#define ANALOG_PIN 3 // define o pino A3 do arduino
```

```
int leiaMioeletrico1000()
```

```
{
    int val = 0;
    for (int i= 0; i < 1000; i++)
    {
        val += (analogRead(ANALOG_PIN)/100);
    }
    val=val/10;
    return val;
}
```

Figura 41 - Código leitura mioelétrico (Própria Autoria)

4.3.2 Funções

A função principal do código (controlaMao), define para quais valores da leitura do sensor a mão irá fechar, abrir, ou manter a posição. Foi definido que se o valor for menor que 150, a mão permanece fechada, o valor foi definido assim, pois em repouso o valor do sensor se mantém abaixo de 80. O valor exigido para se abrir a mão foi definido como 400, que é a resultante de uma contração moderada. A lacuna entre 150 e 400 é reservada para que o mesmo mantenha a posição anterior, não sofrendo alterações.

```
Prot  atuador.h §  debug.h  funcoes.h §  sensor.h §  
#include "atuador.h"  
#include "sensor.h"  
#include "debug.h"  
  
void controlaMao()  
{  
    int val=leiaMioelettrico1000();  
    if (val<150)  fechaMao( 180); // Se val < 150, abre a mão  
    if (val>400) fechaMao(  0); // Se val > 400, fecha a mão  
    Serial.println (val);  
}
```

Figura 42 - Filtro amostras sensor (Própria Autoria)

4.3.3 Motor

Os motores foram conectados nos pinos 8 e 9, responsáveis por enviar o sinal em PWM para os mesmos. O primeiro motor fecha os 3 primeiros dedos, enquanto o segundo fecha o dedão e o indicador, fazendo o movimento de garra (Pitch) que será implementado futuramente. Os limites de angulação foram definidos para que os fios tensores dos dedos não excedam sua limitação mecânica.

```
Prot  atuador.h §  debug.h  funcoes.h §  sensor.h §
#include <Servo.h>
//
#define PITCH_PIN 9 // Seta 1 motor no pino 9
#define BOLSO_PIN 8 // Seta 2 motor no pino 8
//
#define PITCH_LIM_INF 30 // Define os limites de angulo do servo motor
#define PITCH_LIM_SUP 180
#define BOLSO_LIM_INF 30
#define BOLSO_LIM_SUP 180
//
Servo pitch, bolso; // Foi dividido em dois motores para garantir o movimento de pinça (pitch)

void iniciaAtuador()
{
  pitch.attach (PITCH_PIN);
  bolso.attach (BOLSO_PIN);
}

void fechaMao(int porcentagem) // 180 = 100%
{
  int porcentagemPitch;
  int porcentagemBolso;

  if (porcentagem > PITCH_LIM_SUP) porcentagemPitch = 180;
  if (porcentagem < PITCH_LIM_INF) porcentagemPitch = 0;
  if (porcentagem > BOLSO_LIM_SUP) porcentagemBolso = 180;
  if (porcentagem < BOLSO_LIM_INF) porcentagemBolso = 0;

  bolso.write (porcentagemBolso);
  pitch.write (porcentagemPitch);
}
```

Figura 43 - Limites de angulo motor (Própria autoria)

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo serão apresentadas as conclusões obtidas no desenvolvimento da prótese. Além disso, são propostas algumas sugestões para trabalhos futuros.

5.1 Conclusão

O projeto foi concluído com sucesso. A modelagem do desenho em software CAD/CAE foi concluída e os componentes eletromecânicos dimensionados e comprados. A partir da modelagem finalizada, foi possível utilizar a ferramenta de elementos finitos para simular as cargas e tensões aplicadas no uso da mesma. A escolha do material para impressão foi realizada baseando-se nos critérios apresentados, e a prótese foi impressa. Os componentes eletromecânicos foram instalados, e a programação foi realizada. Verificou-se o correto funcionamento da mesma, atuando conforme o esperado após regular-se o ganho do sensor. O valor final da prótese pode ser visto na tabela abaixo e se adequa ao propósito de ser baixo custo e ser modular.

PRÓTESE	VALOR COMPRA	VALOR MÍNIMO
Impressão	R\$ 222,80	R\$ 132,75
Motores	R\$ 151,98	R\$ 95,30
Arduino Nano	R\$ 45,00	R\$ 24,90
Bateria	R\$ 49,90	R\$ 47,65
Sensor	R\$ 389,90	R\$ 165,90
Borracha	R\$ 6,00	R\$ 4,00
TOTAL	R\$ 865,58	R\$ 470,50

Tabela 7 - Preço total da prótese (Própria autoria)

5.2 Sugestões para trabalhos futuros

Este trabalho foi focado na modelagem das ferramentas e construção de um protótipo, bem como na funcionalidade da mesma através do dispositivo mecatrônico acionado pelo sensor. Ainda há de se estudar a relação de adaptação do usuário com a prótese, como ergonomia, conforto e praticidade. Com o avançar da tecnologia, será possível testar outros materiais para a estrutura, bem como sensores mioelétricos mais precisos e de menor custo. Para trabalhos futuros, o assunto em questão pode ser abordado da seguinte forma:

- Realizar testes de esforço no protótipo;
- Remodelar o desenho de acordo com o resultado dos testes e elementos finitos;
- Novos conceitos de mão, que utilizam microservos dedicados (um para cada dedo) possibilitando novos movimentos;

6 REFERÊNCIAS

3D Printing Industry. 2017. "History of 3D printing ." *3D Printing Industry - The authority on 3D printing*. Acesso em 12 de 05 de 2017. <https://3dprintingindustry.com/3dprinting-basics-free-beginners-guide/history/>.

Advancer Technologies . 2015. "MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) DATASHEET."

Arduino. s.d. *Arduino UNO*. Acesso em 2017. <http://www.arduino.org/products/boards/arduino-uno>.

Banks, J. 2013. "Adding value in additive manufacturing: Researchers in the United Kingdom and Europe look to 3D printing for customization." *IEEE Pulse* 4 (6): 22-26.

Barifouse, R. A. 2012. "A nova revolução industrial." *Revista Época*, Outunro .
Boccolini, Fernando. 2000. *Reabilitação: amputados, amputações e próteses*. Monografia, São Paulo: Robe Editorial, 254.

Borges, Leonardo. 2017. "Empreendedor faz próteses acessíveis com impressora 3D." *autossustentável*. 11 de 05. Acesso em 22 de 05 de 2017. <http://www.autossustentavel.com/2017/05/proteses-impressora-3d.html>.

Callister, W. D. 2012. *Ciência e Engenharia dos Materiais: Uma Introdução*. LTC Editoras .

Canevarolo Jr., S. V. 2006. *Ciência dos Polímeros - Um texto básico para tecnólogos e engenheiros*. Vol. 2. Artliber.

Costa, T. H. S., J. A. C. Fontana, J. Kossaka, e T. Taraszkievicz. 1998. "Estudo do Comportamento Mecânico de Alguns Termoplásticos." Universidade Federal do Paraná - Departamento de Engenharia Mecânica/DEMEC, Curitiba.

Cui, X., T. Boland, D. D. D'Lima, e M. K. Lotz. 2012. "Thermal inkjet printing in tissue engineering and regenerative medicine. *Recent Pat Drug Deliv Formul.* ." *Recent Pat Drug Deliv Formul* 2 (6): 149-155.

Dalcin, Gabrieli Bortoli. 2007. "Ensaio dos materiais ." URI - Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai e das Missões, Santo Ângelo .

Deursen, Felipe van. 2016. "A revolução das impressoras 3D." *Super Interessante* . 31 de 10. Acesso em 25 de 05 de 2017. <http://super.abril.com.br/tecnologia/arevolucao-das-impressoras-3d/>.

Eucomed Medical Technology . s.d. *Perfecting the prosthetic leg - How incremental innovation works for patients* . Acesso em 04 de 06 de 2017. <http://archive.eucomed.org/photogallery/3/164/MDD-Revision>.

Filho, Aelino Alves. 2012. *Elementos Finitos* . São Paulo: Érica.

Gross, B. C., J. L. Erkal, S. Y. Lockwood, e et. al. 2014. "Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences." *Anal Chem* 7 (86): 3240-3253.

Hausman, Kalani Kirk, e Richard. Horne. 2014. "3D Printing For Dummies." (John Wiley & Sons) 384.

HistóriaBlog. 2014. *A evolução das próteses*. 27 de 03. Acesso em 12 de 05 de 2017.

<https://historiablog.org/2014/03/27/a-evolucao-das-proteses/>.

Hoy, M. B. 2013. "3D printing: making things at the library." *Med Ref Serv Q* 1 (32): 94-

99.

Lopes, Andris Lima, e Lucas Coelho Almeida. 2013. "Metodologia para concepção de próteses ativa de mão utilizando a impressora 3D." Dezembro.

Marshall, John. 2015. "The History of Prosthetics." *Orthotics & Prosthetics*.

McRoberts, Michael. 2011. *Arduino básico*. São Paulo : Novatec.

Mertz, L. 2013. "Dream it, design it, print it in 3-D: What can 3-D printing do for you?" *IEEE Pulse* 6 (4): 15-21.

Mirlisenna, Giuseppe. 2016. *Método dos elementos finitos: O que é?* 22 de 01. Acesso em 11 de 05 de 2017. <http://www.esss.com.br/blog/2016/01/metodo-doselementos-finitos-o-que-e/>.

Nilsson, M. 2013. "A Helping Hand - On Innovation for Rehabilitation and Assistive Technology." Dissertação de Doutorado, Royal Institute of Technology, Estocolmo, 63.

Norton, Kim M. 2007. "A Brief History of Prosthetics." 17 (7).

Putti, V. 2005. "Historical prostheses." *Journal of Hand Surgery (British and Europe* 30

(3): 310-325.

Rengier, F., A. Mehndiratta, H. von Tengg-Kobligk, C. M. Zechmann, R. Unterhinninghofen, H. U. Kauczor, e et al. 2010. "3D printing based on imaging data: review of medical applications ." *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 1 (5):

335-341.

- Resnik, L. 2011. "Development and testing of new upper-limb prosthetic devices: research designs for usability testing." *J Rehabil Res Dev* (48): 697-706.
- Schubert, C, M. C. van Langeveld, e L. A. Donoso. 2014. "Innovations in 3D printing; a 3D overview from optics to organs." Edição: Br J Ophtamol. 98 (2): 159-161.
- Sérgio. 2017. "4 Dicas para escolha ideal do material de filamento para impressora 3D." *3D Lab*. 31 de 03. Acesso em 19 de 05 de 2017. <https://3dlab.com.br/como-escolher-o-filamento-para-impressora-3d/> .
- Silva, A. L. 2001. "Desenvolvimento de um sistema para reabilitação de dedos." Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia/MG, 109.
- Silva, Débora. 2016. "Entenda como se dá a impressão 3D." *Estudo Prático*. 05 de 05. Acesso em 12 de 05 de 2017. <http://www.estudopratico.com.br/entenda-comose-da-a-impressao-3d/>.
- Silveira, Cristiano Bertulucci. 2016. "Servo Motor: Veja como Funciona e Quais os Tipos." *Citisystems* . 22 de Novembro . Acesso em 11 de Maio de 2017. <https://www.citisystems.com.br/servo-motor/>.
- Tranchant, Nicolas. 2017. "Como funciona uma impressora 3D." *CCM*. 06. Acesso em 28 de 06 de 2017. <http://br.ccm.net/faq/28350-como-funciona-uma-impressora3d>.
- Volpato, Neri. 2007. *Prototipagem rápida - tecnologias e aplicações*. São Paulo : Edgar Blucher.