

Lucas Eduardo Calabuig Chapina Ohara

Adaptação de sensor em próteses de mão fabricadas em impressoras 3D

Guaratinguetá - SP

2017

Lucas Eduardo Calabuig Chapina Ohara

Impressoras 3D para confecção de próteses de mão

Trabalho de Graduação apresentado ao Conselho de Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Graduação em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Erick Siqueira Guidi

Guaratinguetá - SP
2017

036a Ohara, Lucas Eduardo Calabuig Chapina
Adaptação de sensor em próteses de mão fabricadas em impressoras
3D / Lucas Eduardo Calabuig Chapina Ohara — Guaratinguetá, 2017.
56 f : il.
Bibliografia: f. 55-56

Trabalho de Graduação em Engenharia Mecânica — Universidade
Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2017.
Orientador: Prof. Dr. Erick Siqueira Guidi

1 . Prótese. 2. Imagem tridimensional. 3. Detectores. I. Título

CDU 616-77


Luciana Máximo

Bibliotecária/CRB-8 3595

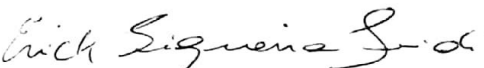
LUCAS EDUARDO CALABUIG CHAPINA OHARA

ESTE TRABALHO DE GRADUAÇÃO FOI JULGADO ADEQUADO COMO
PARTE DO REQUISITO PARA A OBTENÇÃO DO DIPLOMA DE
"GRADUADO EM ENGENHARIA MECÂNICA"

APROVADO EM SUA FORMA FINAL PELO CONSELHO DE CURSO DE
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. ERICK SIQUEIRA GUIDI
Orientador/UNESP-FEG


Prof. Dr. FERNANDO DE AZEVEDO SILVA
UNESP-FEG


Prof. Dr. VICTOR ORLANDO GAMARRA ROSADO
UNESP-FEG

Dezembro de 2017

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, fonte da vida e da graça. Agradeço pela minha vida, minha inteligência, minha família e meus amigos,

ao meu orientador, Prof. Dr. Erick Siqueira Guidi que jamais deixou de me incentivar. Sem a sua orientação, dedicação e auxílio, o estudo aqui apresentado seria praticamente impossível.

aos meus pais Renato e Elisabete, e meus irmãos Vitória e João Vitor, que apesar das dificuldades enfrentadas, sempre incentivaram meus estudos.

às funcionárias da Biblioteca do Campus de Guaratinguetá pela dedicação, presteza e principalmente pela vontade de ajudar,

aos funcionários da Faculdade de Engenharia do Campos de Guaratinguetá pela dedicação e alegria no atendimento.

“Só sabemos com exatidão quando sabemos pouco;
à medida que vamos adquirindo conhecimento,
instala-se a dúvida.”

Goethe

RESUMO

O presente trabalho teve por objetivo o desenvolvimento de uma prótese de mão de baixo custo feita em impressora 3D. Os esforços da pesquisa se concentraram no desenvolvimento de um novo design para a prótese Raptor Hand, visando a implementação de um sensor de força na ponta do dedo e a transmissão do sinal captado até um circuito onde esse sinal seria interpretado e convertido em vibrações em um *buzzer* para fornecer um *feedback* ao usuário da prótese da intensidade da força que estava sendo aplicada ao sensor. Para a implementação do sensor na prótese sem que houvesse a interferência da captação do sinal pela parede rígida do dedo foi implementado uma ponta de dedo flexível onde o sensor de força resistiva (FSR) era alocado. O material flexível permitiu um bom posicionamento do sensor na prótese, além de não interferir na captação dos sinais pelo sensor. As modificações resultaram em uma prótese mais funcional, proporcionando uma melhor experiência ao usuário, sem comprometer o custo final da prótese.

PALAVRAS-CHAVE: Prótese. Impressora 3D. FSR. Raptor Hand.

ABSTRACT

The objective of this study was to develop a low cost hand prosthesis made in a 3D printer. Research efforts focused on the development of a new design for the Raptor Hand prosthesis, aimed at implementing a fingertip force sensor and transmitting the captured signal to a circuit where the signal would be interpreted and converted into vibrations in a buzzer to provide feedback to the user of the force intensity being applied to the sensor. For implantation of the sensor in the prosthesis without interference in the capture of the signal by the rigid wall of the finger, it was implemented a flexible finger tip where the force sensor resistive (FSR) was allocated. The flexible material allowed a good positioning of the sensor in the prosthesis, besides not interfering in the capture of the signals by the sensor. The modifications resulted in a more functional prosthesis, providing a better user experience, without compromising the final cost of the prosthesis.

KEYWORDS: Prosthesis. 3D Printer. FSR. Raptor Hand.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Impressora Form 2	15
Figura 2 – Impressora 3D RepRap	16
Figura 3 - Representação do método de SLS	18
Figura 4 - Representação do método de FDM	19
Figura 5 - Representação da SLA	20
Figura 6 - Mão de Ferro de Gotz von Berlichingen	21
Figura 7 – Interface SolidWorks 2013	23
Figura 8 – Visualização de uma peça no software Makerbot em formato. Stl	24
Figura 9 – Impressora 3D MakerBot Replicator 2	25
Figura 10 – Rolo de filamento PLA acoplado à uma impressora 3D	26
Figura 11 – Sensor PVDF	27
Figura 12 – Sensor FSR	28
Figura 13 – Fluxograma de etapas de execução da pesquisa	29
Figura 14 – Raptor Hand	32
Figura 15 – Ensaio da aquisição de sinal com parede de 4mm	34
Figura 16 - Ensaio de aquisição de sinal com dedo de parede de 2 mm	35
Figura 17 – Corpo principal do dedo, 1ª interação	36
Figura 18 – 1ª interação: Tampa superior do dedo	36
Figura 19 – 2ª interação: Sistema de acoplamento horizontal	37
Figura 20 – 3ª interação: Dedo com pino superior	38
Figura 21 – 4ª interação: Mecanismo de encaixe através de uma guia	39
Figura 22 – Molde de confecção da ponta de dedo	40
Figura 23 – Ponta de dedo montada com sensores FSR	41
Figura 24 – Dispositivo de “balança”	43
Figura 25 – Ensaio de determinação da curva resistência x força	43
Figura 26 – Arranjo do sistema de conversão de voltagem em resistência	44
Figura 27 – Curva Resistência x Força sensor FSR 400	45
Figura 28 – Mesas de apoio ligadas ao tensionador	46
Figura 29 – Vista em corte da primeira falange com detalhamento dos canais de posicionamento das arruelas.....	49
Figura 30 – Vista em corte da segunda falange com detalhamento dos canais de posicionamento das arruelas.....	49
Figura 31 – Segunda falange com arruelas de cobre posicionadas	50

Figura 32 – Ensaio do sensor FSR e da conexão de arruelas de cobre	51
Figura 33 – Adaptação sistema de captação final.....	52
Figura 34 – Montagem final da prótese.....	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades físicas PLA	27
Tabela 2 – Propriedades físicas da mistura emborrachada	40
Tabela 3 – Características das arruelas de cobre	48

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1.	OBJETIVO.....	16
1.2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
1.3.	ESTRUTURA DA MONOGRAFIA.....	17
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
2.1.	IMPRESSORAS 3D.....	19
2.2.	TÉCNICAS DE IMPRESSÃO 3D.....	21
2.2.1.	Sinterização Seletiva a Laser (SLS)	21
2.2.2.	Modelagem por Fusão e Deposição (FDM)	22
2.2.3.	Estereolitografia (SLA)	23
2.3.	PRÓTESES DE MÃO.....	24
2.4.	SOFTWARES E EQUIPAMENTOS.....	26
2.5.	SENSORES.....	31
3	MATERIAIS E MÉTODOS	34
3.1.	MATERIAIS.....	34
3.2.	MÉTODOS.....	35
4	RESULTADOS E DISCUÇÕES.....	37
4.1.	PROTÓTIPO.....	37
4.2.	SENSOR PIEZOELÉTRICO (PVDF)	38
4.3.	POSICIONAMENTO DO SENSOR.....	40
4.4.	SENSOR DE FORÇA RESISTIVO (FSR)	46
4.5.	POSICINAMENTO DO CIRCUITO.....	50
4.6.	TRANSMISSÃO DO SINAL.....	52
5	CONCLUSÃO.....	58
	REFERÊNCIAS.....	60

1 INTRODUÇÃO

O final do século XX e início do século XXI foram marcados por diversas revoluções tecnológicas, entre elas a telefonia móvel e internet. Um pouco menos conhecida e mais discreta que os exemplos anteriores, a tecnologia de impressão 3D ainda está se difundindo e ganhando espaço no cenário tecnológico.

Em 1984, no estado da Califórnia, nos Estados Unidos, o engenheiro Chuck Hull criou a tecnologia que seria a precursora das impressoras 3D que conhecemos atualmente. A estereolitografia utiliza uma determinada resina que se solidifica mediante a radiação de raios ultravioleta. A medida que se deseja solidificar uma camada, a radiação UV é projetada, fazendo com que a construção ocorra verticalmente, da base para o topo (bottom-up) (Dabague, 2014).

Atualmente, outras técnicas mais avançadas foram desenvolvidas e são aplicadas nos equipamentos mais modernos. Com o avanço dessas tecnologias, as impressoras 3D têm se tornado mais acessíveis e estão servindo como alternativa a diversas técnicas tradicionais da indústria. No campo da Engenharia as peças impressas são usadas como protótipos e moldes, reduzindo custos e economizando matéria prima na execução dessas tarefas. Na Arquitetura a tecnologia é usada para fabricação de maquetes, que proporciona alta capacidade na reprodução de detalhes.

Outra aplicação de destaque para as impressões 3D é a aplicação na área médica. As impressoras podem tanto serem usadas para a confecção de equipamentos médico hospitalares, quanto para fins mais específicos, como a fabricação de próteses, externas e internas, e até mesmo a impressão de órgãos e tecidos celulares.

Entre as diversas aplicações apresentadas anteriormente, o foco de estudo dessa monografia será a fabricação de próteses de mão. O objetivo dessa monografia é apresentar os resultados obtidos durante o período de trabalho no laboratório A4DI – *Alliance for Device Innovation*, na Universidade de *Washington, Bothell*, Estados Unidos, mostrando as conquistas atingidas, as dificuldades enfrentadas e futuros desafios para a sequência do desenvolvimento desse trabalho.

Todos os resultados aqui apresentados foram alcançados por um grupo de pesquisa formado pelo autor desta monografia, Guilherme Rezende Servantes, Universidade Presbiteriana Mackenzie - SP, Maíke de Rezende, Pontifícia Universidade Católica - MG e Evaldo Primo, Universidade Federal de Minas Gerais, todos alunos intercambistas na

Universidade de *Washington*, supervisionados pelo Professor Phd Pierre D. Mourad e pelo coordenador do laboratório Ivan Owen.

A motivação para a produção de próteses feitas em impressoras 3D partiu do alto preço cobrado por próteses de mão tradicionais comercializadas no mercado. Em 2015, época do desenvolvimento do projeto, uma prótese de mão poderia alcançar a casa de milhares de dólares. As próteses desenvolvidas eram especialmente destinadas a crianças, que possuem crescimento acelerado, e, portanto, necessitam que a prótese seja trocada constantemente para acompanhar seu crescimento. A necessidade frequente da troca da prótese dificulta e encarece o acesso a esses equipamentos. As próteses fabricadas utilizando as impressoras 3D apresentam baixo custo, além de possuir processo de fabricação relativamente simples, possibilitando assim a troca recorrente do equipamento, sempre que necessário para o conforto do usuário.

1.1. OBJETIVO

O presente trabalho teve por objetivo a modificação do design da prótese Raptor Hand afim de implementar um sensor de força na ponta do dedo. Além disso, os esforços se concentraram também na transmissão do sinal captado pelo sensor através das articulações da prótese, levando o sinal captado pelo sensor ao circuito interpretador afim de fornecer um *feedback* ao usuário. Todas as mudanças visam aumentar a usabilidade da prótese e proporcionar uma melhor experiência de uso ao paciente, porém mantendo o valor da prótese acessível.

1.2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Pearce et al, 2010 aborda em seu texto a sustentabilidade do desenvolvimento de tecnologias em impressão 3D de domínio público, conhecidos como open source files. No artigo 3-D Printing of Open Source Appropriate Technologies for Self-Directed Sustainable Development o autor afirma que é inegável o amplo avanço da internet e o barateamento dos recursos computacionais. Aliado a isso, o desenvolvimento das tecnologias de impressoras 3D fez surgir um tópico de debate sobre a confiabilidade e a sustentabilidade dos conceitos e tecnologias disponibilizadas de forma aberta ao público. Os autores concluem, que de forma geral, os arquivos do tipo open source, ainda estão em fase de desenvolvimento quando disponibilizados e por isso não têm tempo hábil de serem corretamente testados, porém surgem como possíveis fontes de conhecimento alternativo. Na presente pesquisa, arquivos do tipo

open source foram utilizados no desenvolvimento do projeto, acessados através da plataforma thingiverse.com.

Em *Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses*, o autor apresenta os diversos usos das impressoras 3D no campo médico. Entre os principais usos destacados no texto estão a confecção de tecidos e órgãos através da bioimpressão, as dificuldades da vascularização de órgãos feitos com a tecnologia de bioimpressão, a produção de biomodelos anatômicos utilizados na preparação cirúrgica, a produção de equipamentos e dispositivos médicos utilizados em cirurgias e no dia a dia hospitalar, além da produção de implantes exclusivos e próteses. Ventola, 2014 afirma que a utilização de tomografias, ressonâncias magnéticas e exames de raio x podem ser transformadas em arquivos interpretáveis pelas impressoras 3D, e dessa maneira quase todas as geometrias imagináveis podem ser impressas em forma de próteses.

Lopes et al 2013 em sua monografia de conclusão de curso apresenta os desafios de confeccionar uma prótese de mão ativa a partir de uma impressora 3D. O trabalho apresenta o processo de prototipagem da mão utilizando os softwares CATIA e Sketch Up, além de detalhar minuciosamente o processo de controle da prótese através da captação de sinais eletromiográficos e a interpretação desses sinais por um sistema controlado por um Arduino.

1.3. ESTRUTURA DA MONOGRAFIA

O capítulo 1 desta monografia consiste em uma breve introdução, contextualizando a problemática, fornecendo argumentos que justifiquem a realização desse trabalho, além de apresentar os objetivos almejados.

A fundamentação teórica é apresentada no segundo capítulo, e apresenta o embasamento teórico utilizado no desenvolvimento do projeto. Serão apresentados conceitos sobre impressoras 3D e as técnicas utilizadas na impressão, o histórico das próteses de mão, os softwares utilizados e a descrição do sensor piezoelétrico e do sensor de força resistivo.

O capítulo 3 traz os materiais e métodos da pesquisa de forma detalhado. Neste tópico são justificados os materiais utilizados no trabalho além de descrever o passo a passo seguido ao longo da pesquisa.

O capítulo 4 apresenta os procedimentos realizados a fim de atingir os objetivos descritos no item 1.1. Além disso, são apresentados os resultados obtidos através dos procedimentos descritos ao longo do desenvolvimento do trabalho.

O capítulo 5 desta monografia mostra as conclusões tiradas a partir dos resultados apresentados no capítulo 4. Além disso, esse tópico apresenta possíveis oportunidades para a sequência de desenvolvimento deste projeto.

O último capítulo mostra a bibliografia utilizada no desenvolvimento da pesquisa e na construção desta monografia.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 IMPRESSORA 3D

A tecnologia precursora da impressora 3D atual foi criada pelo engenheiro Chuck Hull, em 1984, na Califórnia, Estados Unidos. A tecnologia criada por Hull na década de 80 é conhecida como estereolitografia. A grande vantagem da estereolitografia frente a outras formas de fabricação era o aspecto aditivo desta técnica, na qual utiliza-se uma resina fotossensível para constituir camadas, e através da incidência de luz, solidificando camada a camada, minimizando, ou até mesmo zerando o desperdício de matéria prima. As técnicas de fabricação conhecidas até então eram subtrativas, onde a partir de um bloco retira-se material para alcançar a forma desejada. Nesse tipo de fabricação descartasse grandes quantidades de matéria prima (Deursen, 2013). A Figura 1 apresenta o modelo Form 2, da fabricante FormLab, que utiliza a técnica de estereolitografia na impressão.

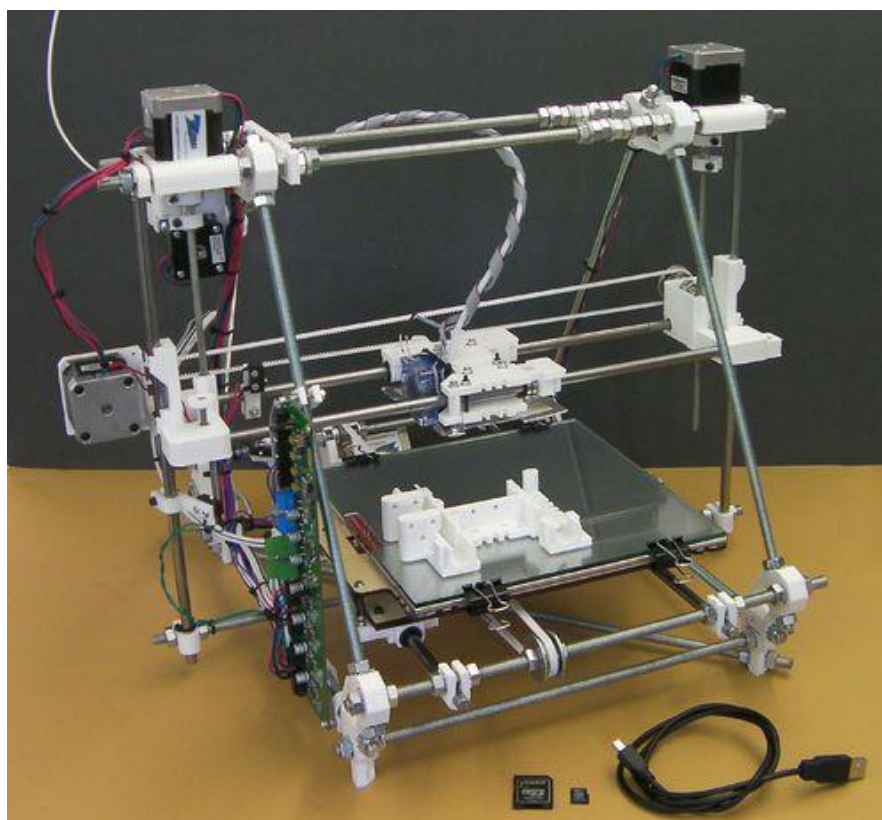
Figura 1 – Impressora Form 2



Fonte: Formlabs (2017)

Apesar de mais de 30 anos de existência, essas máquinas chegaram a custar até \$200.000,00 (duzentos mil dólares), o que inviabilizou sua dispersão na indústria até então. Nos anos 2000, porém, novas tecnologias foram desenvolvidas, e aos poucos esses equipamentos estão se inserindo tanto no uso doméstico como em grandes escalas industriais. Em 2004, na Inglaterra, foi criado o projeto RepRap. Esse projeto foi um dos grandes responsáveis pela popularização e redução de preços deste tipo de equipamento. A iniciativa visa o desenvolvimento de técnicas de criação de impressoras 3D a partir de outras impressoras 3D, reduzindo assim, drasticamente os custos desses equipamentos. A Figura 2 mostra um modelo de impressora 3D confeccionado utilizando os conceitos do projeto RepRap. Atualmente, pode-se encontrar modelos a partir de US\$500,00 (Equipe Caminhos para o Futuro, 2014).

Figura 2 – Impressora 3D RepRap



Fonte: Reprap (2017)

2.2 TÉCNICAS DE IMPRESSÃO 3D

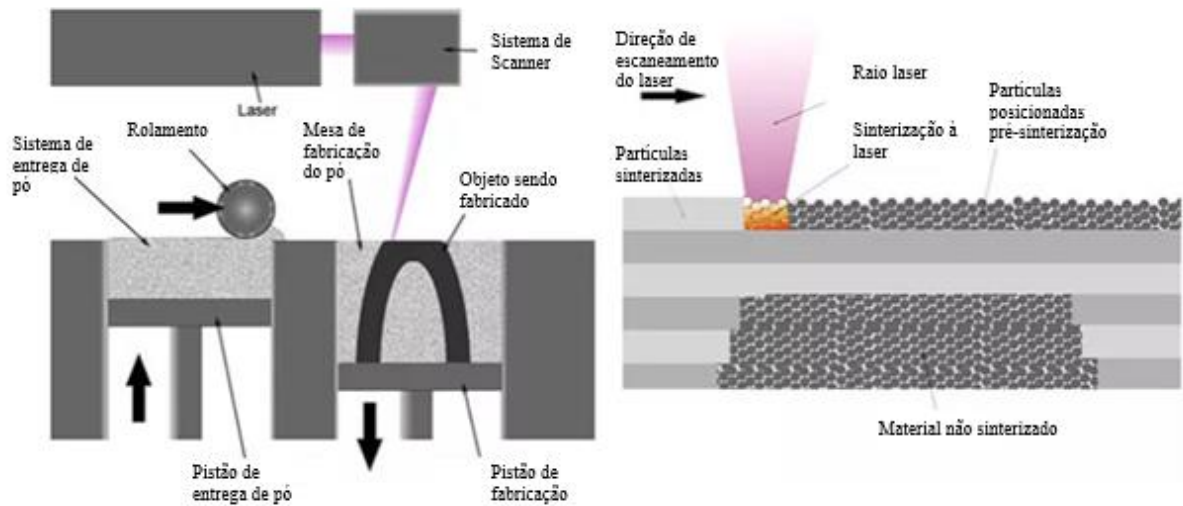
De forma generalizada, a prototipagem por impressão 3D é um processo que pode ser comparado à impressão em impressoras comuns onde um software envia as informações a serem impressas e um cabeçote jorra a tinta sobre o papel. Para escolha de uma tecnologia para o desenvolvimento de protótipos é preciso levar em conta vários aspectos fundamentais, como o econômico, o conhecimento sobre os princípios envolvidos nos diferentes processos e as características do material, as quais afetam a qualidade do produto final. (Salmoria et al., 2007)

Em 2015, A American Society for Testing and Materials (ASTM) desenvolveu a ‘Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies’, em português, ‘Terminologia Padrão para Tecnologias de Produção Aditiva’ com o objetivo de padronizar e facilitar a compreensão das técnicas de impressão 3D. A terminologia define sete técnicas, porém as três mais utilizadas são: a técnica que utiliza fusão ou material amolecido para produzir as camadas, a qual é comumente utilizada nos métodos de Sinterização seletiva a laser (SLS), a modelagem por fusão e deposição (FDM) e a técnica que envolve o endurecimento de resina foto-reativa com uma fonte de energia, como o UV, a qual é comumente utilizada na estereolitografia (SLA).

2.2.1 Sinterização Seletiva a Laser (SLS)

Desenvolvida em 1980 na Universidade do Texas pelo Dr. Carl Deckard, o método mostrado na Figura 3 utiliza um laser de alta potência para fundir pequenas partículas de diversos materiais, como plásticos, pó de vidro e cerâmicas, metais, entre outros. Um sistema óptico projeta o feixe de laser sobre a plataforma de construção sinterizando o material em pó usado na impressão. A impressão é feita através de camadas, e após a sinterização de cada camada a plataforma se desloca para baixo fazendo com que o laser incida sobre uma nova porção do material sinterizando uma nova camada. Esse processo se repete até a conclusão da fabricação do objeto desejado. O pó que permanece em volta do objeto formado que não foi fundido continua intocado, e pode ser reutilizado para outras impressões (Kulman, 2006).

Figura 3 - Representação do método de SLS

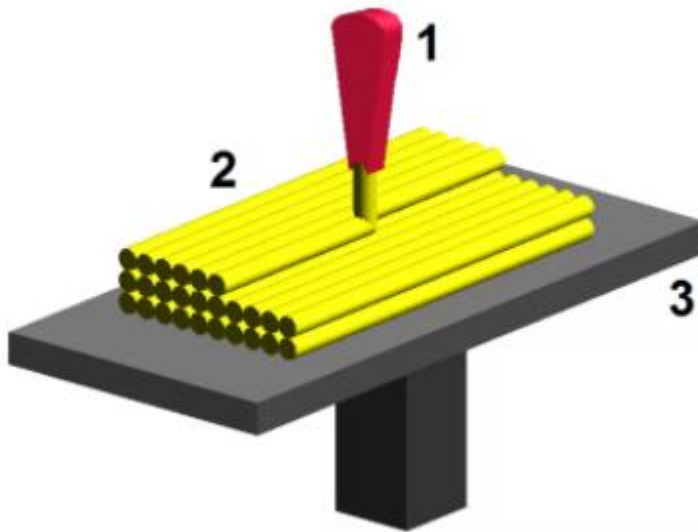


Fonte: Adaptado de Escoladeimpressao3d (2017)

2.2.2 Modelagem por Fusão e Deposição (FDM)

A FDM foi inventada por Scott Crump e registrada pela sua empresa Stratasys em 1988. O processo de impressão através desse método se dá através da movimentação de um bico extrusor, número 1 na Figura 4, no plano horizontal e a movimentação da plataforma de apoio (3) na direção vertical. A construção se dá pela confecção de camadas (2), e o movimento vertical da plataforma permite que as camadas seguintes se sobreponham as camadas anteriores, dando volume ao objeto impresso. Os materiais da impressão são fornecidos em rolos de filamento. Esse filamento é tracionado por um sistema de rolos tracionadores e levado até o bico extrusor. No bico extrusor, resistências elétricas são utilizadas para aquecer o material até que este se encontre com a consistência ideal para ser expelido pelo bico, e depositado na plataforma e ser utilizado na fabricação do objeto (Foggiatto, 2005).

Figura 4 - Representação do método de FDM

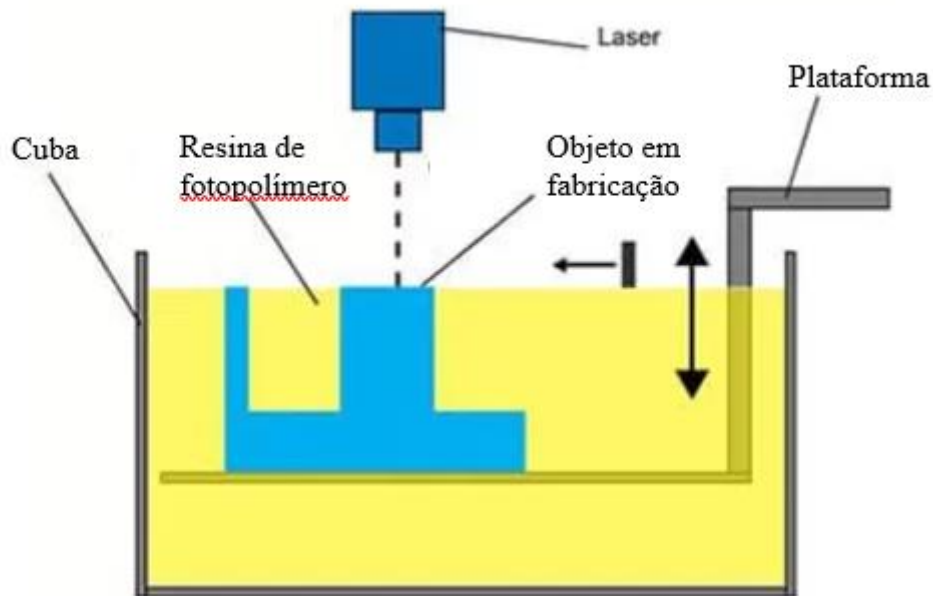


Fonte: Escoladeimpressao3d (2017)

2.2.3 Estereolitografia (SLA)

Conforme mencionado anteriormente, é a técnica desenvolvida por Chuck Hull em 1984, e foi a primeira tecnologia voltada à impressão 3D. A Figura 5 ilustra que essa técnica emprega uma cuba cheia de resina de foto polímero que endurece em contato com luz UV. Um laser UV atinge a resina conforme o desenho a ser desenvolvido e endurece a mesma formando uma camada. A cada camada formada, a plataforma onde o objeto vai sendo formado se movimenta um pouco mais, possibilitando que uma lâmina de varredura espalhe mais resina líquida sobre a camada anterior para a formação de outra camada que se juntará com a anterior. Para que o objeto que está sendo formado não flutue na cuba de resina, é necessária a utilização de suportes para fixar a peça na plataforma. (Godoy, 2016).

Figura 5 - Representação da SLA



Fonte: Adaptado de Escoladeimpressao3d (2017)

2.3 PRÓTESE DE MÃO

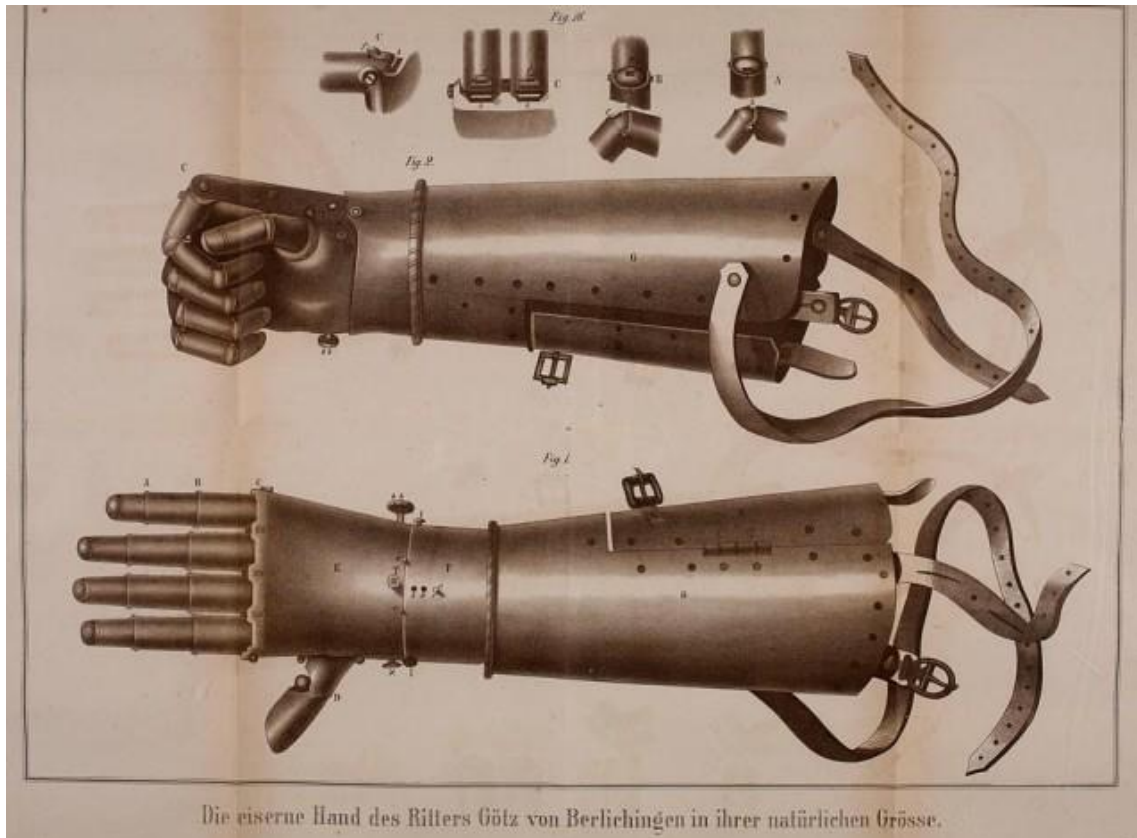
Próteses são substitutos artificiais utilizados para suprir a ausência de membros e suas funções, sendo que essas ausências são em sua maioria causadas por lesões, tumores, diabetes, fornecimento insuficiente de sangue, ou em caso de má formação congênita (Lopes et al, 2013).

Os primeiros relatos de próteses foram documentados em 484 a.C., por Heródoto, onde é narrado a história do soldado Hegistratos, que foi preso e condenado a morte, e para se livrar das correntes em que estava preso cortou o próprio pé (Putti, 2005).

Dois grandes inventores que se destacaram no ramo das próteses foram o francês Ambroise Paré (1510-1590) e o italiano Leonardo Da Vinci (1452-1519), que impressionavam pelos desenhos e criações vanguardistas (Boccolini, 2010). Naquele período, as próteses de membro superiores eram em sua maioria passivas, porém, possuíam grandes funcionalidades como sistemas que permitiam a movimentação dos dedos, permitindo o usuário segurar objetos. A “mão de ferro de Gotz von Berlichingen”, mostrada na Figura 6, criada em 1504, pelo cavaleiro

imperial franco de mesmo nome, é um grande exemplo das próteses pioneiras, que apesar de primitiva apresentava diversos graus de liberdade com diversas articulações (Putti, 2005).

Figura 6 - Mão de Ferro de Gotz von Berlichingen



Fonte: Putti,(2005)

O período dos séculos 17 ao 19 foi marcado por diversos avanços no campo das próteses. Em 1800, James Potts criou uma prótese de madeira, com uma articulação de joelho feita de ferro, e um pé controlado pelo pelos tendões que ligam o joelho ao tornozelo. Em 1863, Dubois Parmlee criou uma prótese de perna com soquete de sucção para o encaixe e um pé multiarticulado. Em 1912, a primeira prótese de alumínio foi criada por Marcel Desoutter, possibilitando a criação de equipamentos mais leves, versáteis e funcionais que os até então existentes no mundo (Norton, 2007).

Em 1916, o alemão Ferdinand Sauerbruch criou a primeira prótese de mão controlada pelo movimento dos músculos da parte superior dos braços. Esse membro artificial proporcionou grande avanço na liberdade de amputados, conferindo maior autonomia a esses pacientes (Zuo et al, 2014).

Alexander Koberinski, cientista russo, criou em 1960 a primeira prótese mioelétrica. As próteses mioelétricas funcionam a base de sinais de Eletromiografia, que são interpretados por

um sistema de controle integrado à mão e controlam um pequeno motor capaz de realizar movimentos no membro (Lopes et al, 2013).

A modalidade de prótese mais moderna foi criada em 2012 pela empresa *Deka Research and Development*. Uma prótese ativa de membro superior com 22 graus de liberdade, ativada com sinais de eletrocorticografia, ou seja, eletrodos são conectados diretamente na superfície do cérebro e fornecem sinais ao sistema de controle da prótese (Lopes et al, 2013).

Com os grandes avanços das próteses, os modernos sistemas de controle, os sensores de grande precisão, os preços dessas peças também atingiram patamares elevadíssimos. Os modelos mais sofisticados, com maior precisão de movimento e toque podem alcançar valores de até 100 mil dólares.

Sem condições financeiras para comprar as próteses convencionais, um carpinteiro sul-africano amputado, em parceria com um inventor norte americano, Ivan Owen, em 2011, criaram o primeiro protótipo de mão feita em impressoras 3D. Ivan abriu mão da patente e dos direitos econômicos e tornou a invenção de livre acesso na internet, com isso diversos designers e inventores ao redor do mundo iniciaram diversas melhorias na primeira iteração (Owen, 2016).

Em 2014, o Professor PhD Pierre D. Mourad criou um laboratório na Universidade de Washington, Bothell, com o objetivo de desenvolver e aprimorar a prótese Raptor Hand, como é chamada a prótese disponibilizada pelos criadores. O laboratório foi batizado de Alliance for Device Innovation – A4DI, e foi gerenciado pelo próprio criador da Raptor Hand, Ivan Owen.

2.4 SOFTWARES E EQUIPAMENTOS

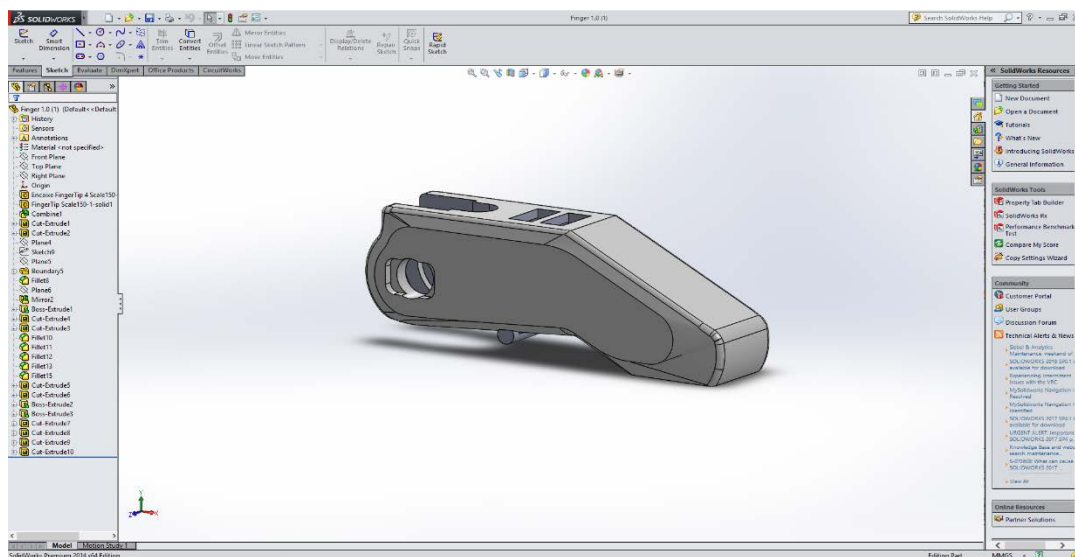
Uma das principais atribuições dos engenheiros é atuar no desenvolvimento de projetos, construção e manutenção de máquinas. Para realização de tais tarefas, nos primórdios da profissão, o único recurso para visualização dos projetos eram os desenhos feitos à mão.

Atualmente existem diversos softwares computacionais que auxiliam no desenho e visualização das peças e componentes dos projetos. Os softwares CAD, do inglês, *computer aided design*, possibilitam a elaboração de desenhos ricos em detalhes, apresentação dos desenhos em 3D e a execução de cortes para visualização do interior das peças.

Existem diversos programas disponíveis no mercado atualmente, cada um com funcionalidades únicas. Entre as marcas mais populares estão o DS SolidWorks, o AutoDesk AutoCAD e o AutoDesk Inventor. Todos esses softwares apresentam as características mínimas necessárias para a execução do protótipo da prótese de mão.

Os desenhos no SolidWorks podem ser divididos em *sketchs*, o que segmenta a construção do desenho, facilitando a edição de partes específicas posteriormente. Além disso, a possibilidade de visualização das peças em corte facilita o detalhamento de partes no interior das peças, aumentando o grau de precisão das partes desenhadas. O software conta ainda com um recurso que possibilita a simulação de montagem (*assembly*) das peças desenhadas simulando a interação entre os componentes durante a movimentação. A interface do programa CAD utilizado é apresentada na Figura 7.

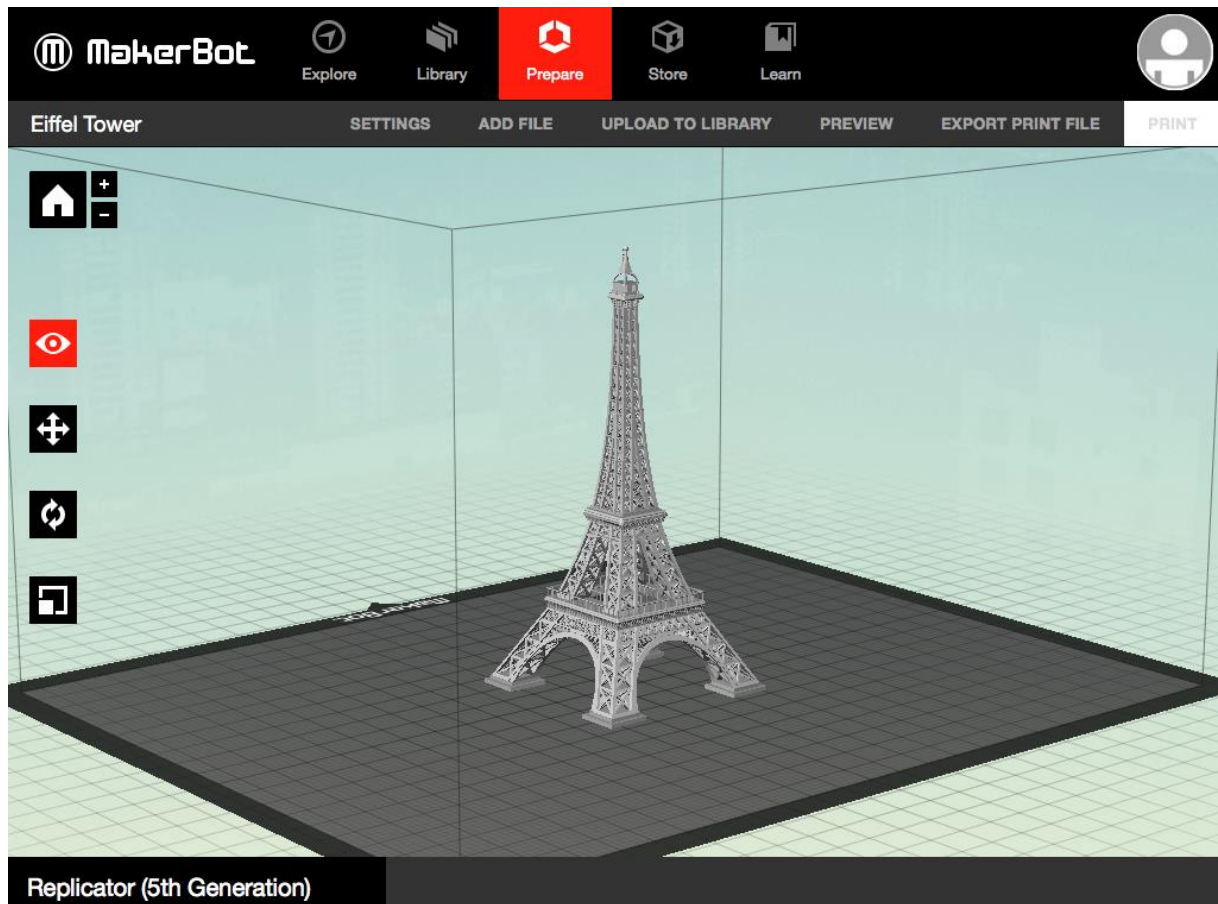
Figura 7 – Interface SolidWorks 2013



Fonte: Arquivo Pessoal

A interface entre o SolidWorks e a impressora é feita pelo software disponibilizado pelo próprio fabricante da impressora. O programa computacional é capaz de ler arquivos com a extensão “.stl”(Stereolithography). Esse formato pode ser obtido diretamente através do SolidWorks. O formato STL representa as formas de um objeto através dos vértices das faces da figura, porém sem descrever cor, textura ou outros atributos que podem ser encontrados em outros modelos desenvolvidos em programas de CAD. A Figura 8 representa a interface do software de impressão MakerBot com o arquivo em .stl disposto na mesa de impressão.

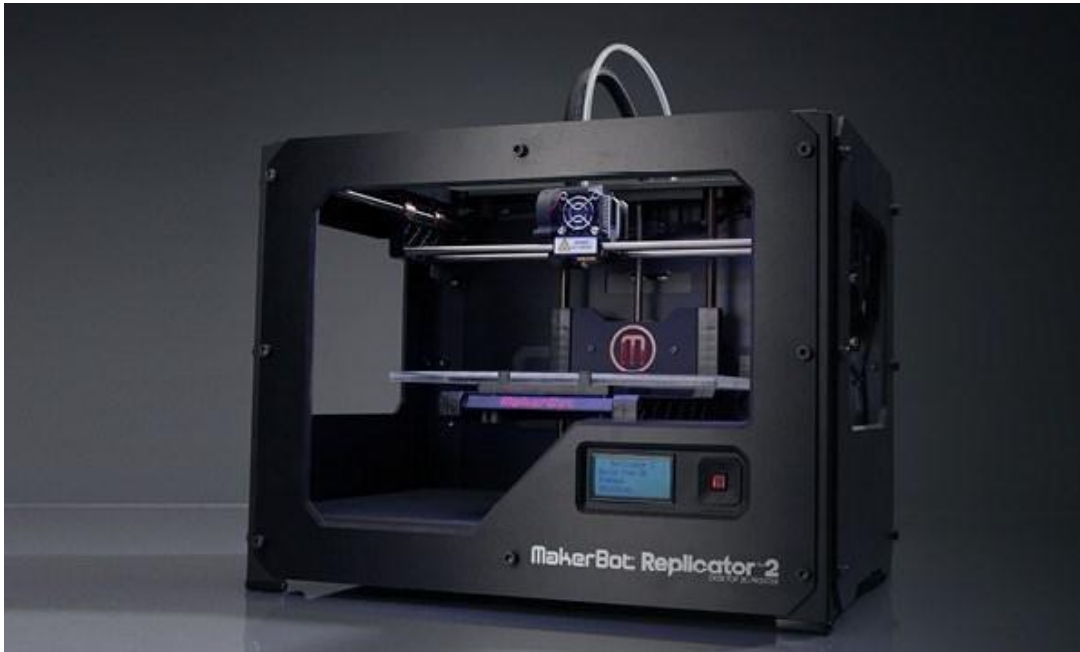
Figura 8 – Visualização de uma peça no software Makerbot em formato. stl



Fonte: Arquivo Pessoal

A impressora Makerbot Replicator 2, mostrada na Figura 9, foi desenvolvida em 2012 apresentando diversos tipos de avanço em relação aos modelos antigos oferecidos pela marca. O espaço disponível para impressão é de 28,5cm x 15,3cm x 15,3 cm, o que permitiu a impressão de peças de maiores dimensões. O modelo Thing-O-Matic, por exemplo, desenvolvida em 2010, tinha mesa para impressão com dimensões de 10cm x 10cm x 10cm.

Figura 9 – Impressora 3D MakerBot Replicator 2

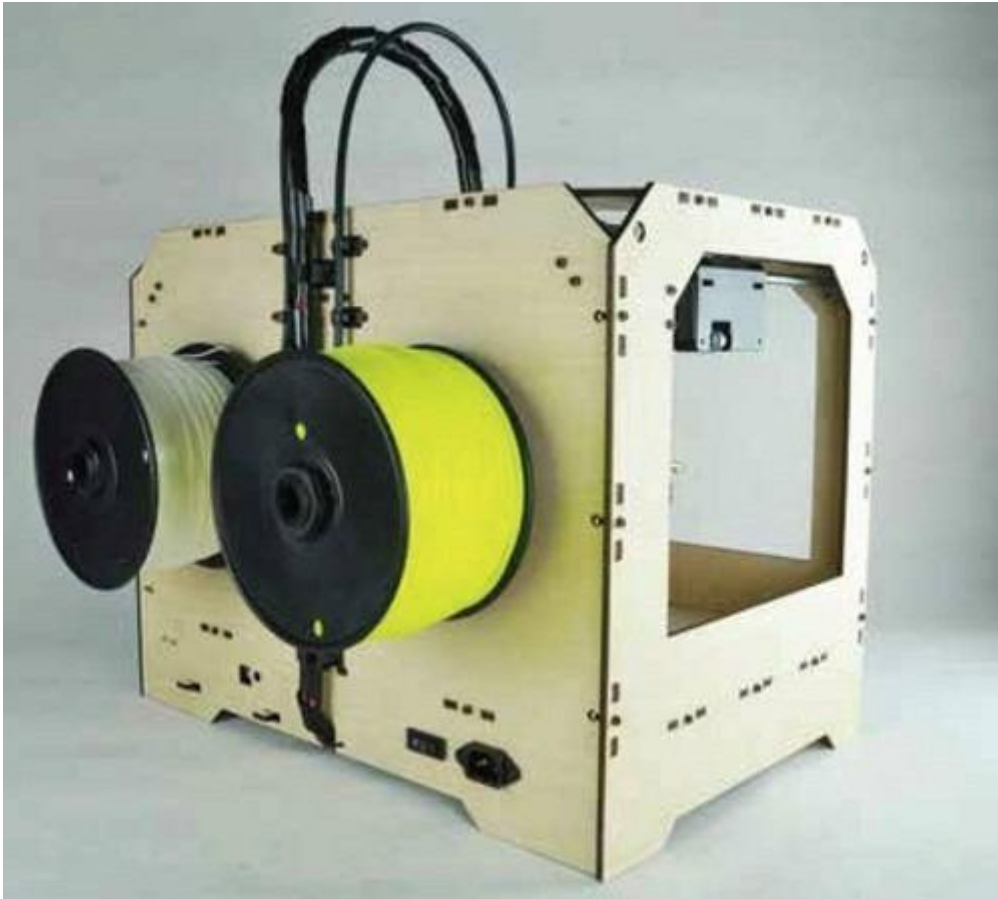


Fonte: Makerbot (2017)

A resolução desse equipamento é de 100 micrômetros. Isso significa que a impressora tem capacidade de imprimir camadas com 100 micrômetros de espessura, proporcionando assim uma resolução bastante apurada para as peças desenvolvidas (MakerBot Replicator 2 *datasheet*).

A MakerBot Replicator 2 utiliza a técnica de modelagem por fusão e deposição (FDM). O bico extrusor tem diâmetro de apenas 0,4mm. Esse modelo foi projetado e otimizado para utilizar como matéria prima o poliácido láctico (PLA). A Figura 10 ilustra como o filamento de PLA é posicionado na parte de trás da impressora 3D.

Figura 10 – Rolo de filamento PLA acoplado à uma impressora 3D



Fonte: Godoy (2016)

O PLA é obtido através da polimerização por condensação do ácido lático. O resultado dessa polimerização fornece um polímero plástico biodegradável, atóxico, com alto desempenho mecânico e baixo peso molecular (Torres et al, 2013).

As características mecânicas do PLA foram estudadas por Silva et al e publicadas em Propriedades Mecânicas e Térmicas de Sistemas de PLA e PBAT/PLA. De acordo com o estudo desenvolvido as características físicas do material apresentam os valores demonstrados na Tabela 1.

Tabela 1 – Propriedades físicas PLA

PLA	
Módulo de Elasticidade	2,9 GPa
Resistência à tração	21,5MPa
Resistência ao Impacto	19 J/m
Densidade relativa média (Peres, 2016)	1,23 g/cm ³

Fonte: Torres et al (2013)

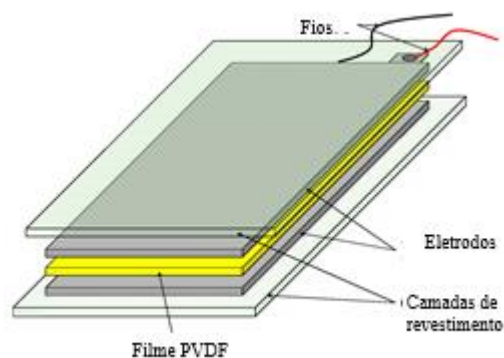
2.5 SENSORES

Sensores são equipamento, que de alguma forma, respondem a estímulos físicos, transformando uma forma de energia em outra e posteriormente transmitindo esse impulso a algum sistema que irá interpretar tal sinal (Pires, 2014).

A utilização de um sensor nas próteses parte da necessidade de se minimizar as limitações e desconfortos causados pela utilização de uma prótese no usuário. Assim, sensores de força, pressão e temperatura podem ser adicionados de modo a tornar a experiência de utilização da prótese a mais realista possível.

A piezoeletricidade é definida como a polarização elétrica gerada a partir de tensão mecânica, sendo que a polarização é proporcional a tensão. Dessa forma, sensores piezoelétricos, medem diferenças de potencial elétrico, não sendo capazes de medir forças constantes. Os sensores piezoelétricos (PVDF) podem ser tão finos quanto uma folha de papel (Freitas, 2012). A Figura 11 representa o esquema de composição do sensor piezoelétrico.

Figura 11 – Sensor PVDF



Fonte: Adaptado de Luo et al (2016)

O sensor FSR (*Force Sensitive Resistor*) é um sensor de força. Os sensores FSR são dispositivos de filme espesso, compostos por dois padrões condutores depositados em uma folha termoplástica voltada para uma outra folha contendo uma camada de um condutor de poliéterimida. As duas folhas são separadas por um espaçador, que permite que haja contato quando uma força é aplicada, e que por outro lado mantém as folhas separadas na ausência de força, o que gera uma impedância infinita. A medida que uma força de contato é aplicada as duas camadas se comprimem aumentando a área de contato e diminuindo a resistência elétrica do sensor. Esses sensores são pequenos dispositivos, de baixo custo e fácil manuseamento. A Figura 12 mostra um exemplo de sensor FSR.

Figura 12 – Sensor FSR



Fonte: Arquivo Pessoal

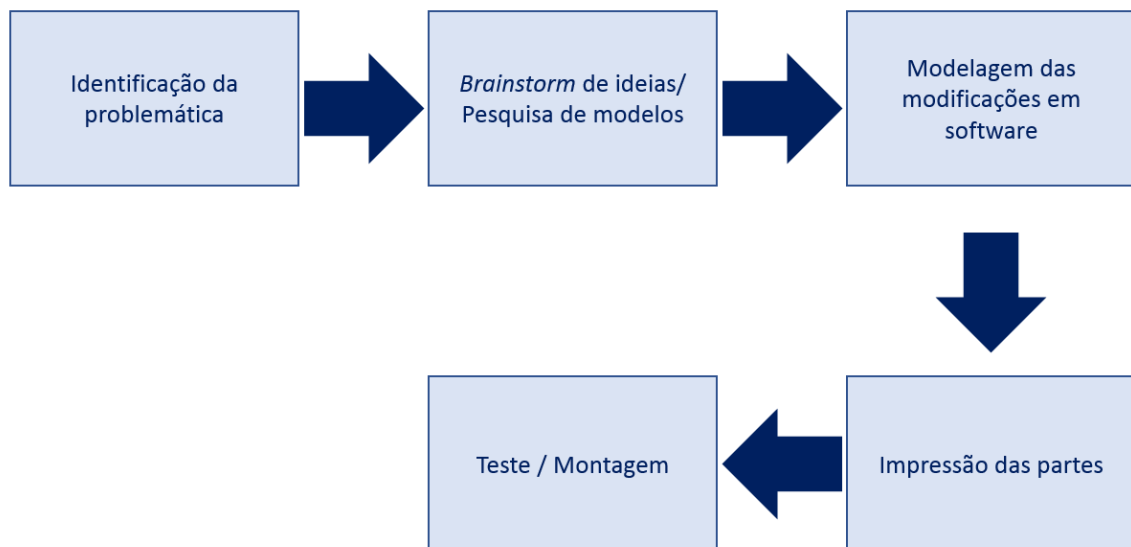
3 MATERIAIS E MÉTODOS

Afim de atingir os objetivos propostos no presente trabalho, foram realizadas pesquisas experimentais no laboratório A4DI – Alliance for Device Innovation, na Univerisdade de Washington, Bothell.

Para Gil, 2002 o experimento é a melhor representação da pesquisa científica. Em uma pesquisa científica é definido um objeto de estudo, identificado uma problemática, testado soluções e observado a influência das ações tomadas. No caso desta pesquisa o objeto de estudo é a prótese de mão feita em impressora 3D.

A Figura 13 apresenta um fluxograma com as etapas seguidas no desenvolvimento deste projeto:

Figura 13 – Fluxograma de etapas de execução da pesquisa



Fonte: Arquivo Pessoal

3.1. MATERIAIS

No laboratório A4DI, localizado dentro do campus da Universidade de Washington, Bothell, tínhamos a disposição para prototipação do modelo da prótese 6 impressoras 3D da marca Makerbot, modelo Replicator 2.

A Makerbot Replicator 2, conforme detalhado no capítulo 2, possui precisão apurada, com resolução de impressão de camadas de 100 micrometros de espessura. Para a aplicação em

próteses, a resolução das impressoras disponíveis fornece excelentes resultados. Por apresentar as especificações técnicas necessárias para confecção de próteses confiáveis e já estarem disponíveis no laboratório, o modelo Replicator 2 foi selecionado como a impressora para a execução do projeto.

Conforme descrito no item 2.4, esses equipamentos foram otimizados para impressão a partir do PLA. As características físicas do poliácido láctico, citadas anteriormente, atendem com folga as necessidades de uso de uma prótese de mão. Além disso, um dos grandes diferenciais do PLA é a baixa densidade relativa. Com densidade de $1,23 \text{ g/cm}^3$, o peso final da prótese se torna bastante reduzido, aumentando o conforto dos usuários do equipamento. Todas as peças da prótese desenvolvida na pesquisa foram impressas utilizando o poliácido láctico.

Entre as diversas opções de softwares CAD foi escolhido o SolidWorks 2013, por ser conhecido pelos membros da equipe do projeto. No laboratório, o programa estava disponível nos computadores. Além disso, o software era disponibilizado gratuitamente pela Universidade aos alunos, promovendo maior acessibilidade ao programa. Outra característica essencial do software era sua compatibilidade com o software usado na impressora 3D. O software usado na impressão era fornecido pela própria fabricante da máquina e era capaz de ler arquivos com extensão stl. Os arquivos desenhados em SolidWorks podiam ser salvos diretamente do programa na extensão stl, facilitando a interface entre os softwares.

Durante a execução da pesquisa foram utilizados dois tipos de sensores: sensor piezoelétrico e o sensor de força resistivo. Inicialmente foi utilizado o sensor piezoelétrico (PVDF), devido a simplicidade de sua instalação. Porém, como citado no item 2.5, esse tipo de sensor é capaz de medir apenas diferenças de pressão, e por isso é incapaz de medir a aplicação de forças constantes. Como ponto de melhoria em relação a primeira etapa do projeto, o sensor piezoelétrico foi substituído pelo sensor de força resistivo (FSR). O sensor FSR, além de ser capaz de medir a aplicação de forças constantes, esse tipo de sensor apresenta variação da intensidade de captação de sinais em função da força aplicada, possibilitando ao usuário a percepção da variação de força aplicada na prótese.

3.2. MÉTODOS

A problemática que motivou a realização dessa pesquisa foi o alto custo de próteses de mão disponíveis no mercado. As próteses convencionais apresentavam elevado custo, o que inviabilizava a compra desses equipamentos por grande parte dos pacientes que necessitavam do uso desses aparelhos. Como alternativa, as recém-criadas próteses de mão feitas em

impressoras 3D poderiam ser fabricadas por valores significativamente menor que as próteses antigas, porém a simplicidade das novas próteses limitava o uso desses dispositivos. Dessa forma, necessitava-se criar uma prótese de baixo custo com mais funcionalidades que as disponíveis no mercado.

Após a definição da problemática, iniciou-se o processo de *brainstorm* de ideias sobre possíveis melhorias na Raptor Hand, prótese feita em impressora 3D que foi usada como base do projeto, além de pesquisas sobre outros trabalhos com abordagens semelhantes.

A terceira etapa do projeto consistiu na modelagem das modificações propostas na etapa anterior do projeto. Conforme citado no item 3.1, as modelagens foram feitas com auxílio do software SolidWorks.

Após o desenho das peças modificadas no computador, os arquivos eram convertidos para a extensão stl para serem enviados ao software Replicator 2. Após abertos no software da impressora, as partes eram posicionadas virtualmente na mesa de impressão e os parâmetros, como a precisão da impressora, eram selecionados antes da impressão.

A última etapa do projeto consistia na montagem e teste das partes. Após a impressão das partes modeladas, a prótese era montada para que as modificações realizadas pudessem ser testadas sob as condições de uso a que elas seriam submetidas em caso de aplicação real.

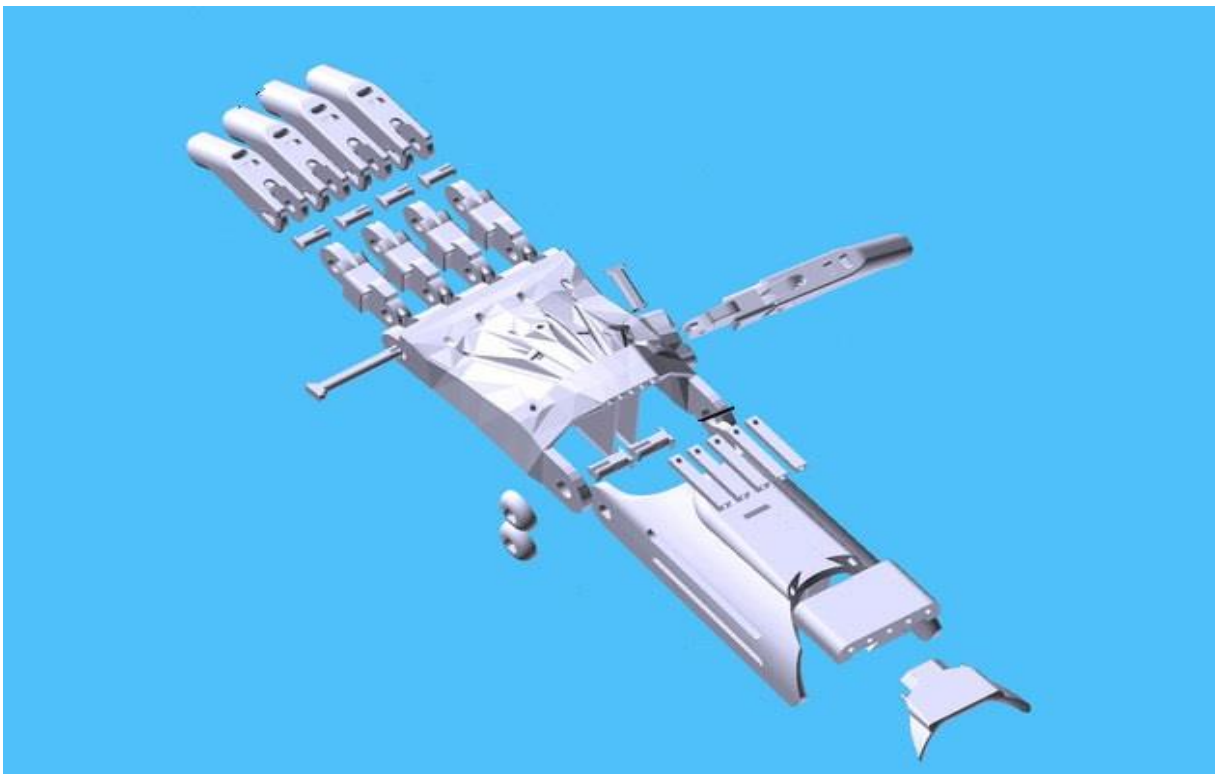
4 RESULTADOS E DISCUÇÕES

A presente pesquisa pode ser dividida em duas etapas distintas de execução, a primeira realizada durante os meses de janeiro, fevereiro e março de 2015, e a segunda etapa realizada nos meses de abril, maio e junho do mesmo ano. Essa divisão foi feita para acompanhar o calendário escolar da universidade em que o laboratório estava inserido.

4.1. PROTÓTIPO

O ponto de partida deste trabalho foi a prótese desenvolvida pelo projeto E-nable. A E-nable é uma organização não governamental, criada pelo inventor norte-americano Ivan Owen, voltada para a confecção de próteses de mão, feitas em impressoras 3D, destinadas a pessoas que não podem pagar pelas próteses tradicionais. A organização além de disponibilizar próteses prontas aos pacientes, também disponibiliza, em uma plataforma online, os arquivos do projeto da Raptor Hand, mostrada na Figura 14, dessa forma, qualquer pessoa com acesso a uma impressora 3D pode imprimir uma prótese sem ter que desenvolver um novo projeto.

Figura 14 – Raptor Hand



Fonte: Thingiverse E-nable (2017)

4.2. SENSOR PIEZOELÉTRICO (PVDF)

O modelo desenvolvido pela ONG E-nable, apesar de totalmente funcional, não dispunha da possibilidade da utilização de sensores associados à prótese. Visando fornecer uma experiência de uso mais próxima do real possível ao paciente, surgiu a motivação da realização da primeira etapa do projeto, que foi a modificação do design da Raptor Hand para o acoplamento de um sensor PVDF na ponta do dedo.

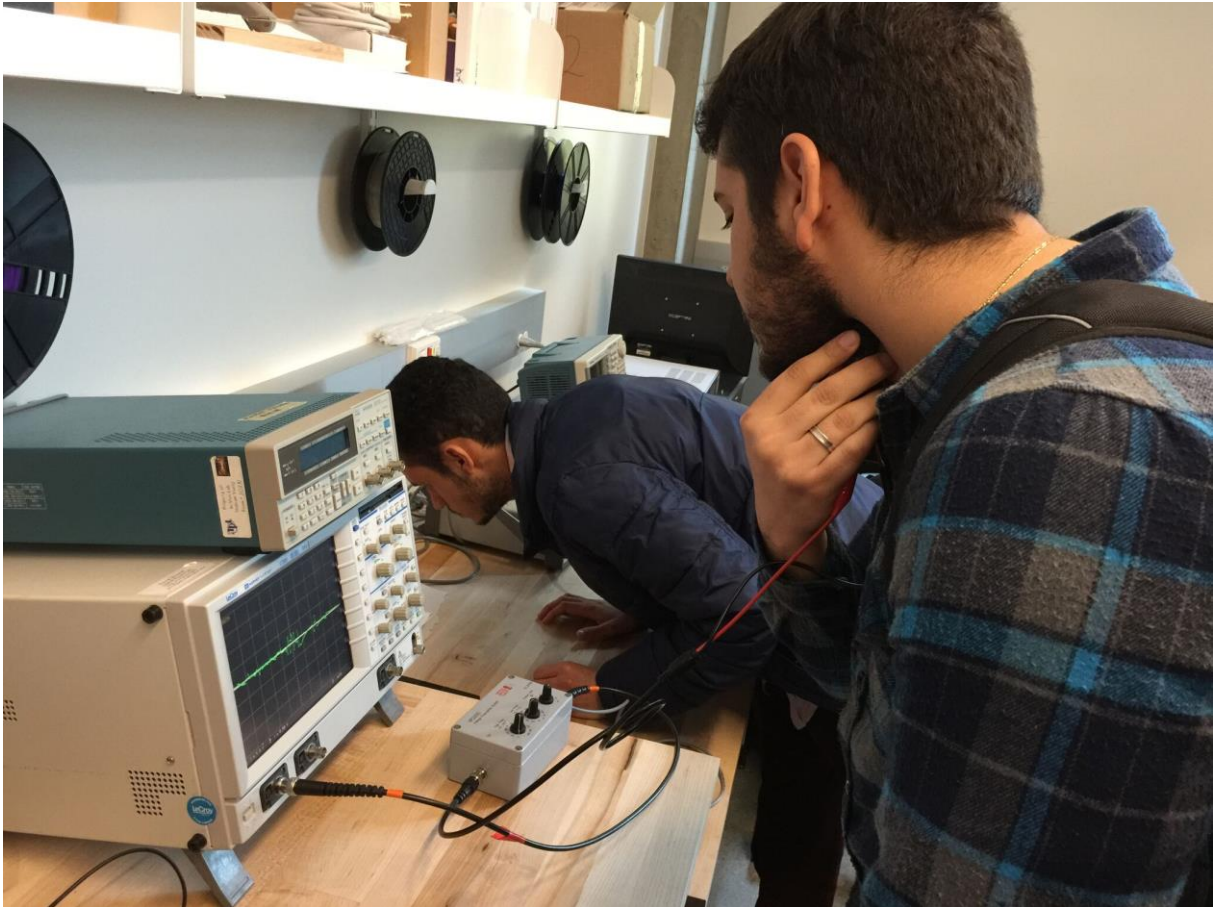
O sensor PVDF, como explicado no item 2.5, é um sensor de pressão capaz de medir diferenças de pressão aplicadas à ponta do dedo da prótese. A implementação do sensor piezoelétrico no dispositivo, permite ao usuário receber impulsos ao segurar algum objeto ou apoiar a prótese sobre alguma superfície. A limitação do uso desse tipo de sensor está relacionada a sua capacidade de medir apenas diferenças de potencial, ou seja, o sensor é capaz de transmitir apenas impulsos ao usuário, caso uma força constante seja aplicada no sensor, este não será capaz de identificar um sinal constante, enviando somente um impulso inicial no momento em que a força é aplicada.

O sensor piezoelétrico é constituído de uma fina membrana, da espessura de uma folha de papel, e por esse motivo apresenta uma sensibilidade significativa. Apesar do sensor apresentar sensibilidade apurada, a espessura da parede do dedo da prótese foi considerada como uma limitação na captação dos sinais, por representar uma interferência física entre o sensor e a ponta do dedo.

A análise inicial teve como foco a determinação da espessura máxima da parede do dedo, que permitiria o sensor atuar sem comprometimento da captação de sinais. Essa análise foi feita através da impressão de dedos com espessuras variadas de parede, e observando a captação dos sinais do sensor através de um osciloscópio. Através dessas observações, foi constatado que apesar da sensibilidade do sensor, a captação dos sinais era prejudicada pela interferência da parede independente da espessura da mesma, porém apresentando variações mais significativas para espessuras acima de 2mm.

A Figura 15 ilustra o ensaio de comportamento do sensor inserido em um dedo com parede de 4mm, e é possível observar que os sinais captados são baixos e insuficientes.

Figura 15 – Ensaio da aquisição de sinal com parede de 4mm



Fonte: Arquivo Pessoal

Na Figura 16, o membro da equipe de pesquisa, Guilherme Servantes, ensaia um dedo com parede de 2mm. Comparando com a Figura 15, podemos observar um aumento significativo do sinal captado pelo sensor PVDF posicionado na ponta do dedo da prótese.

Figura 16 - Ensaio de aquisição de sinal com dedo de parede de 2 mm



Fonte: Arquivo Pessoal

4.3. POSICIONAMENTO DO SENSOR

Após a determinação da espessura máxima permitida da parede, iniciou-se experimentos para a definição de um design capaz de posicionar o sensor no interior do dedo da prótese.

A ideia inicial do grupo, para a nova modelagem do dedo, era a implementação de um sistema destacável, de abertura fácil, facilitando assim o acesso ao sensor colocado no interior do dedo, para que se fosse feita qualquer manutenção necessária no sensor.

Os membros do grupo desenvolveram, utilizando o software SolidWorks 2013, diversos modelos de acoplamentos. As principais ideias propostas foram impressas nas impressoras 3D do laboratório e testadas, para avaliar a praticidade e funcionalidade da ideia sugerida.

A primeira ideia testada pelo grupo foi a criação de um compartimento na ponta do dedo, onde o sensor seria posicionado. Para o sistema de abertura, foi proposto uma abertura superior do dedo, com hastes flexíveis na lateral, servindo de conexão ao corpo principal do dedo na posição vertical, como ilustrado nas Figuras 17 e 18. A Figura 18 também ilustra que a haste

não apresentou resistência suficiente na posição escolhida, e por isso acabou falhando, inviabilizando esse primeiro modelo.

Figura 17 – Corpo principal do dedo, 1ª interação



Fonte: Arquivo Pessoal

Figura 18 – 1ª interação: Tampa superior do dedo

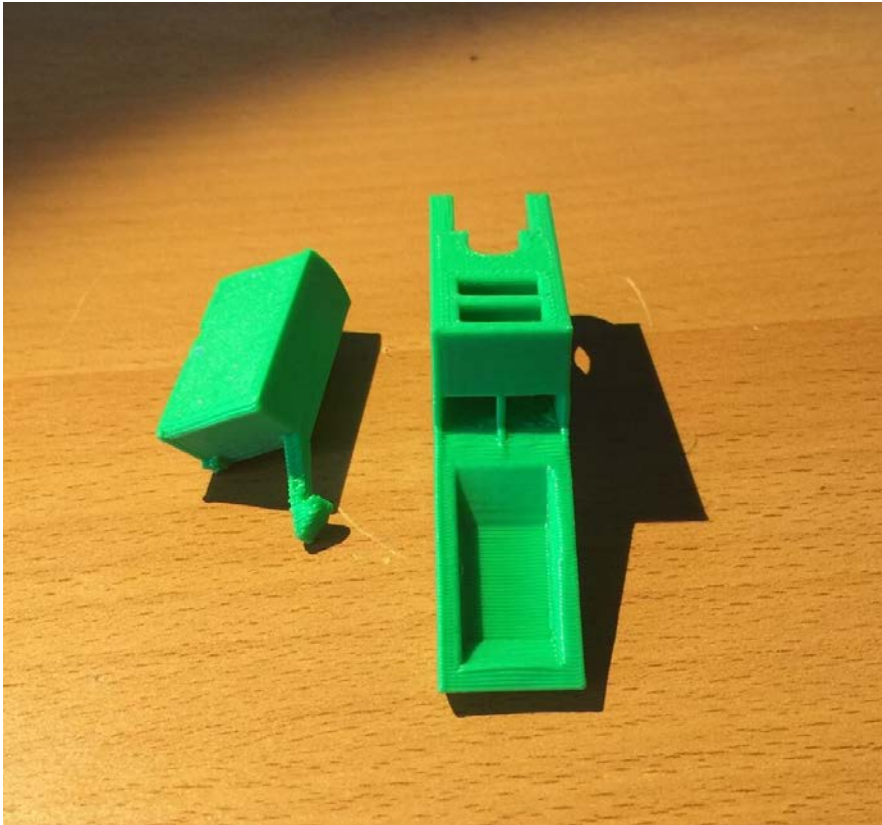


Fonte: Arquivo Pessoal

Visando resolver o problema da fratura da haste da primeira interação, foi proposto o reposicionamento das hastes, saindo da base da tampa e sendo recolocadas na parte de trás da tampa, assim o sistema de fixação deixaria de ser na vertical e passaria ser na horizontal. A ideia de alterar o sistema de fixação da vertical para a horizontal era diminuir o tamanho da haste e assim diminuir o esforço de flexão a que ela estava submetida, e assim sanar o problema de fratura. A Figura 19 representa a segunda interação, com a alteração do sistema de fixação,

e a figura mostra que a haste também não resistiu às tensões de flexão a que foi submetida, e por tanto não atendeu as necessidades do projeto.

Figura 19 – 2ª interação: Sistema de acoplamento horizontal



Fonte: Arquivo Pessoal

A terceira interação proposta pela equipe foi a implementação de um sistema de pino, posicionado no corpo principal do dedo, e um canal na tampa superior, onde ocorreria o encaixe do pino. Assim como nas duas primeiras interações, o sistema seria solto com a flexão da haste, sendo que nesse terceiro caso, a pressão para soltar o pino deveria ser feita na parte superior do dedo, como ilustrado na Figura 20. O pino mais uma vez não suportou o esforço de flexão para o destravamento do sistema de acoplamento, por isso não atendeu às exigências do projeto.

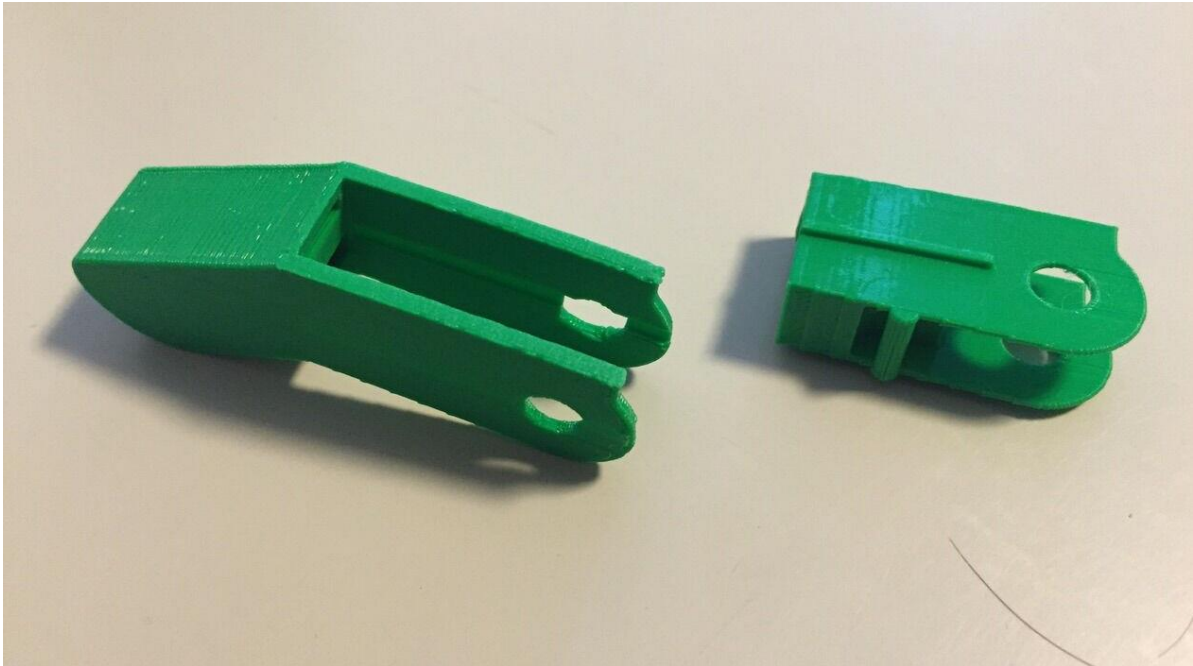
Figura 20 – 3ª interação: Dedo com pino superior



Fonte: Arquivo Pessoal

Nas primeiras iterações o PLA se mostrou frágil e intolerante a encaixes por flexão, por isso foi necessária uma mudança na abordagem do problema. A quarta interação proposta foi então um mecanismo de deslizamento através de uma guia para o encaixe. Ao invés da segmentação horizontal do dedo, adotou-se uma segmentação da parte posterior do dedo da prótese, na segunda falange. Assim, a ponta do dedo seria confeccionada oca, para poder posicionar o sensor nessa cavidade, e o acesso ao mesmo seria feito pela parte posterior do dedo conforme ilustrado na Figura 21. O travamento da parte móvel seria feito aproveitando o pino usado na articulação do dedo.

Figura 21 – 4ª interação: Mecanismo de encaixe através de uma guia



Fonte: Arquivo Pessoal

O resultado alcançado com a modelagem do dedo na quarta interação foi satisfatório do ponto de vista do posicionamento do sensor, mas do ponto de vista de um arranjo para a passagem dos fios que ligam o sensor ao sistema de interpretação de sinais, o mecanismo é deficiente, já que a montagem seria dificultada pela movimentação do sensor no interior da cavidade, além de gerar desorganização dos fios.

A quinta interação proposta pelos membros do grupo partiu para uma abordagem totalmente diferente das 4 interações anteriores, e por isso acabou apresentando os resultados mais satisfatórios.

O novo modelo proposto levou em conta não só o posicionamento do sensor na prótese, mas também uma melhor captação dos sinais. Para que isso fosse possível a ponta rígida do dedo foi substituída por uma ponta de dedo flexível feita a partir de uma mistura de borracha e silicone.

A nova ponta do dedo da prótese era feita através de um produto disponível para compra na Amazon e em lojas especializadas de artesanato. O produto chamado Smooth-On OOMOO 30 é composto por duas substâncias líquidas em temperatura ambiente. A mistura em partes iguais dessas substâncias e depois de um tempo de cura de 6 horas resulta em um material flexível com propriedades semelhantes a borracha. Esse material é utilizado para confecção de moldes utilizados em peças de artesanato e para algumas aplicações na indústria.

As propriedades físicas da mistura resultante são apresentadas na Tabela 2:

Tabela 2 – Propriedades físicas da mistura emborrachada

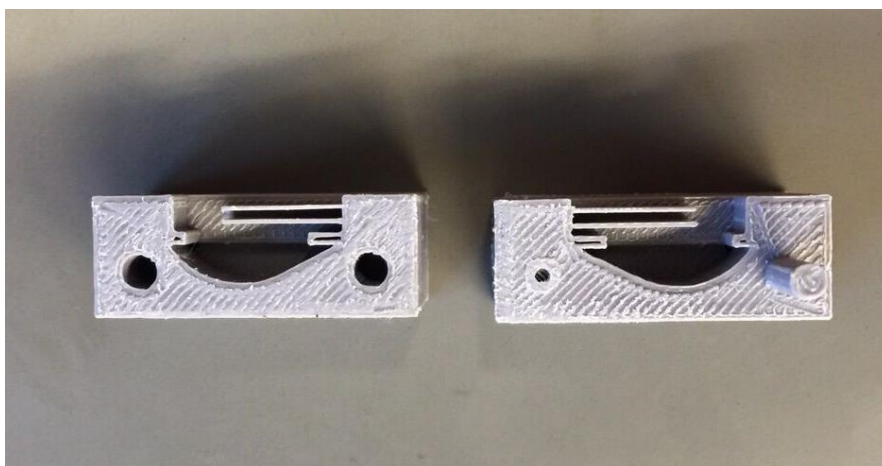
Propriedades físicas	Mistura emborrachada
Volume específico	744,22 cm ³ /kg
Resistência à tração	1,65 MPa
Elongação máxima	250%
Faixa de temperatura	-53,9 a 204,4°C
Viscosidade (antes do tempo de cura)	4,250 cps

Fonte: Smooth -On OOMOO 30 *datasheet* (2017)

Apesar do tempo de cura sugerido pelo fabricante ser de 6 horas, durante as experiências sempre foi respeitado um tempo de cura de 24 horas para garantir que o sensor não se moveria dentro ponta de dedo flexível.

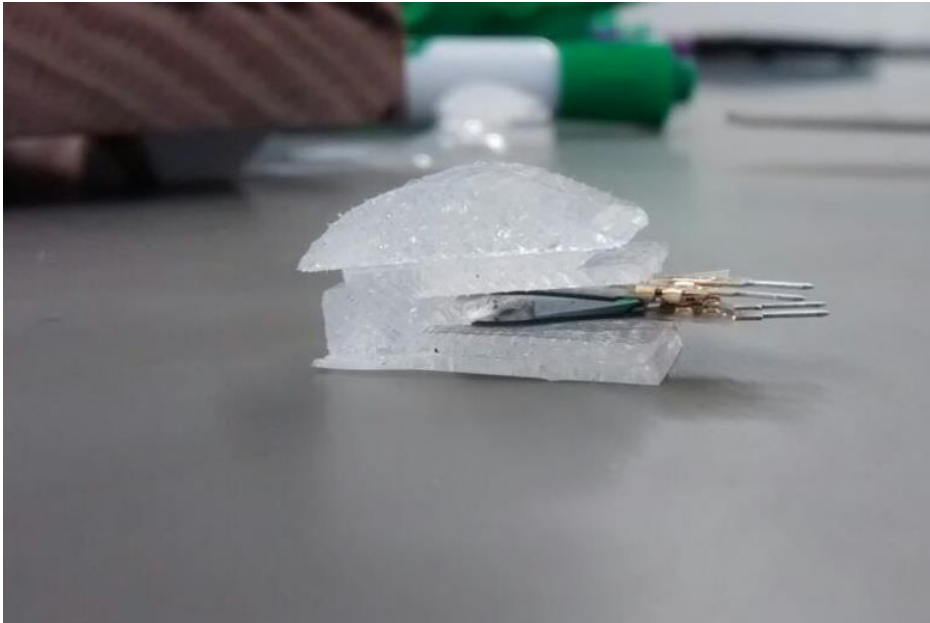
Aproveitando-se do estado líquido da mistura a temperatura ambiente antes do tempo de cura, desenvolveu-se um molde, no qual a mistura era despejada e assumia a forma após o tempo total de cura. O molde tinha o formato perfeito para o encaixe no dedo, o qual teve o design modificado, passando a ser oco, para a passagem dos fios por dentro do mesmo, e ter um buraco na sua ponta, onde a peça resultante da cura do silicone é encaixada. O molde foi confeccionado utilizando o software SolidWorks para o desenho, e foi impresso nas impressoras 3D do laboratório. A Figura 22 ilustra o molde desenvolvido para a confecção da ponta do dedo. A Figura 23 ilustra o arranjo da ponta de dedo flexível com os sensores inseridos em seu interior.

Figura 22 – Molde de confecção da ponta de dedo



Fonte: Arquivo Pessoal

Figura 23 – Ponta de dedo montada com sensores FSR



Fonte: Arquivo Pessoal

4.4. SENSOR DE FORÇA RESISTIVO (FSR)

Conforme explicado no item 4.2., inicialmente os estudos se concentraram na implementação de um sensor piezoelétrico, pela simplicidade em sua implementação. Porém, o sensor piezoelétrico não apresentava as características ideais para aplicação em uma prótese. Por esse motivo, a segunda etapa da realização dessa pesquisa se pautou sobre possíveis sensores que poderiam substituir o piezoelétrico. Analisando as possibilidades disponíveis, o sensor de força resistivo se mostrou o sensor que mais se adaptava as necessidades do projeto em questão.

Os sensores FSR por utilizarem um sistema que mensura força a partir da variação de resistência interna do sensor, diferentemente do sensor piezoelétrico, é capaz de medir a aplicação de forças constantes. Essa característica é essencial para a aplicação em próteses, pois dessa forma o usuário consegue mensurar quando estiver segurando um objeto com força constante, ou quando estiver com a prótese apoiada sobre alguma superfície.

Além disso, os sensores de força resistivo podem medir forças de diferentes intensidades, dessa maneira, o usuário poderá ter um *feedback* da intensidade da força que está sendo aplicada na prótese. A força que o usuário aplica no sensor está relacionado com o movimento do pulso da prótese, o qual é responsável pelo fechamento dos dedos. Através do *feedback* fornecido pelo sensor, o usuário pode controlar a intensidade da força que ele irá aplicar na mão.

Outra característica essencial desse tipo de sensor é seu custo. Um sensor de força resistivo custava, na época da realização da pesquisa, em torno de 5 dólares. O baixo custo do sensor era um parâmetro de alta relevância, considerando que o objetivo do projeto era desenvolver uma prótese de baixo custo.

Além disso os sensores FSR apresentam tamanho compacto, o que facilita seu acoplamento no interior da prótese e permite sua utilização em próteses infantis. Outro fator a ser considerado é a flexibilidade do sensor, que permitiu um fácil posicionamento na ponta flexível do dedo, sem que houvesse perdas de captação de sinal.

A interpretação dos sinais captados pelo sensor era feita por um circuito, controlado por um Arduino. O sistema foi desenvolvido como parte de um projeto de conclusão de curso de um grupo de estudantes de engenharia elétrica. O objetivo deste trabalho não é detalhar o funcionamento do sistema de interpretação.

Pensando na economia de bateria do sistema, o circuito foi desenhado de tal forma que permanecesse desligado, e somente fosse ativado quando uma chave liga/desliga fosse acionada. Para evitar que o usuário tivesse que pressionar algum botão todas as vezes que fosse utilizar a prótese desenvolveu-se uma solução utilizando um sensor FSR extra. Na ponta do dedo flexível, ao invés de apenas um sensor, passou-se a se utilizar dois sensores, um com a função original do sensor de captar os sinais de pressão na prótese, e o segundo funcionando como a chave liga/desliga, necessária no circuito. Dessa maneira, quando o dedo era submetido a algum tipo de pressão, o sensor extra variava sua resistência e ligava o sistema, enquanto o outro sensor passava a captar a força aplicada na prótese e transmitindo-a ao circuito ativado.

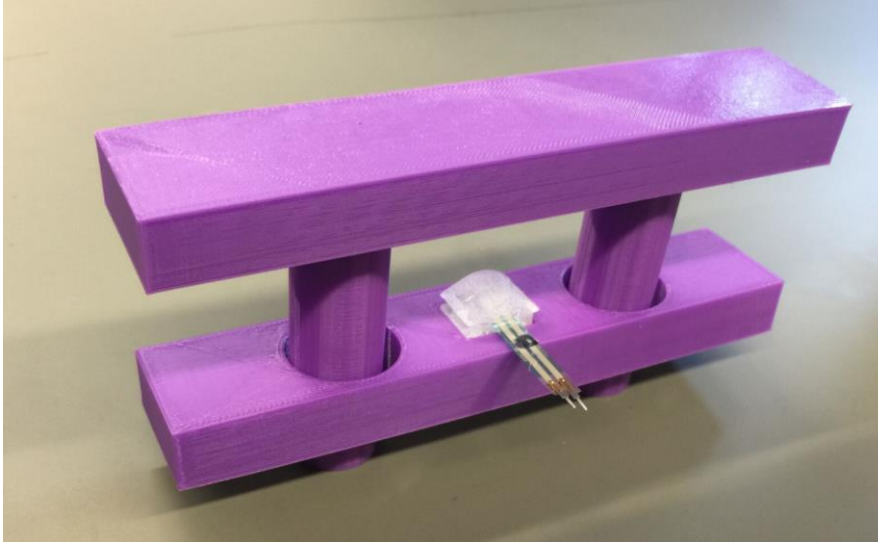
O sensor selecionado para ser utilizado no projeto é o modelo FSR 400, *short tail*, da fabricante InterLink Electronics. O modelo *short tail*, cauda curta, em tradução livre, foi escolhido devido ao comprimento da sua cauda ser menor e facilitar a organização dos fios no interior do dedo.

Os fabricantes de sensores de força resistivo fornecem junto com seus produtos um *datasheet* com as especificações técnicas do sensor. Entre as informações disponíveis está a curva de variação de resistência do sensor em função da variação de força aplicada ao sensor. Apesar de possuir a curva do sensor de forma isolada fornecido pelo fabricante, concluiu-se ser necessário traçar a curva de variação de resistência em função da força com o sensor inserido na ponta flexível, para verificar a influência da borracha na captação sinal pelo sensor.

Para determinar a curva de variação do sensor inserido na ponta de dedo flexível desenvolveu-se uma “balança”, onde massas eram adicionadas sobre o sensor de forma controlada, para dessa forma variar a força a que o sensor estava submetido. O dispositivo

utilizado no experimento foi desenvolvido pelos próprios autores do trabalho, onde o design foi feito através do SolidWorks, e a confecção do aparelho foi feito através das impressoras 3D do laboratório. O dispositivo de “balança” é apresentado nas Figuras 24 e 25.

Figura 24 – Dispositivo de “balança”



Fonte – Arquivo Pessoal

Figura 25 – Ensaio de determinação da curva resistência x força

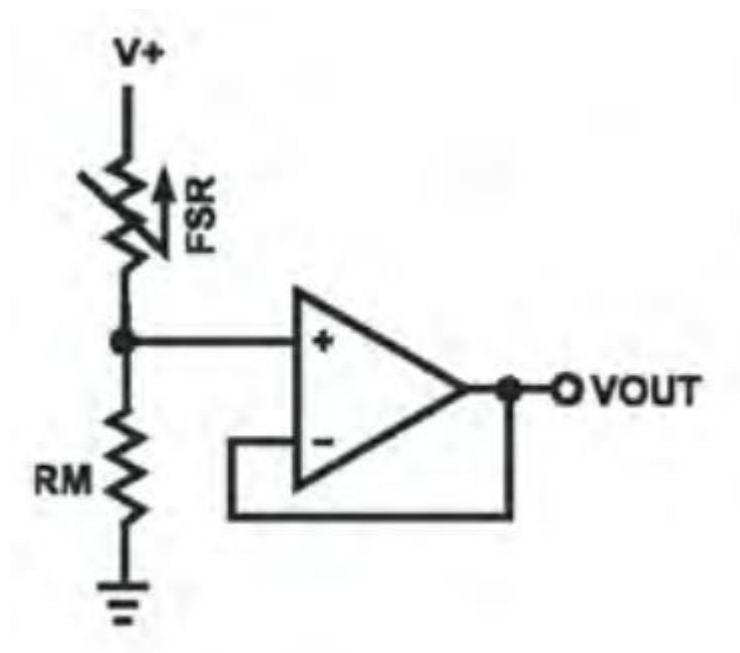


Fonte: Arquivo Pessoal

Para o desenvolvimento do experimento de verificação, seguiu-se a recomendação do fabricante, presente no *datasheet*, da utilização de um sistema de conversão de tensão em resistência, em que se mede a tensão de saída do sistema, e através de um equacionamento obtêm-se a resistência equivalente do sensor. O arranjo do sistema equivalente é apresentado na Figura 26. Para a conversão dos valores de tensão de saída, medidos com o auxílio de multímetro, o fabricante recomenda a utilização da equação (1):

$$V_{out} = \frac{R_M \cdot V+}{(R_m + R_{FSR})} \quad (1)$$

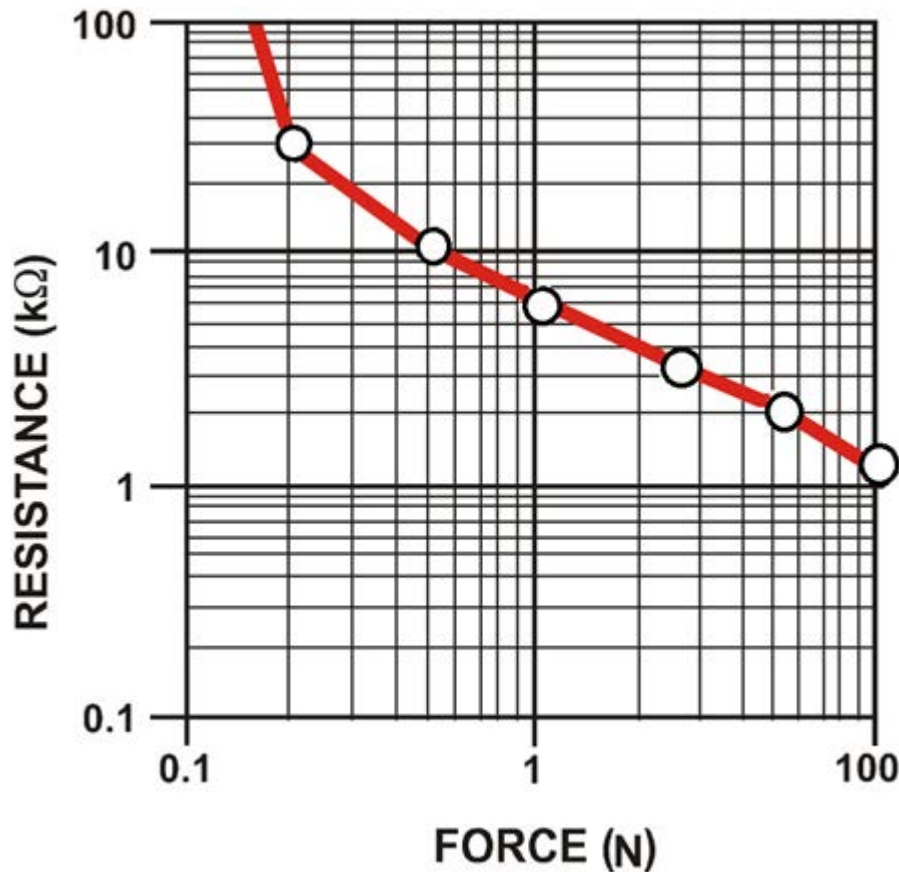
Figura 26 – Arranjo do sistema de conversão de tensão em resistência



Fonte: *Datasheet* sensor FSR 400 short tail InterLink Eletronics (2017)

O experimento evidenciou que a influência da inserção do sensor no componente de borracha é desprezível e o comportamento do sensor pode ser considerado exatamente como o descrito pela curva de resistência x força fornecida no *datasheet* do fabricante InterLink Eletronics. A Figura 27 mostra a curva de resistência x força fornecida pela Interlinks Eletronics.

Figura 27 – Curva Resistência x Força sensor FSR 400



Fonte: Adaptado de *Datasheet sensor FSR 400 short tail* InterLink Eletronics (2017)

4.5. POSICIONAMENTO DO CIRCUITO

O circuito que interpreta os sinais captados pelo sensor, conforme dito anteriormente, é controlado por um Arduino e montado sobre uma protoboard. O circuito deveria ser posicionado tal qual não necessitasse de grandes alterações no desenho da prótese, para que ela não ficasse com excesso de peso, tornando o uso mais desconfortável ao usuário, ou que se fosse necessário adicionar algum grande compartimento de sustentação, o que tornaria a prótese muito volumosa.

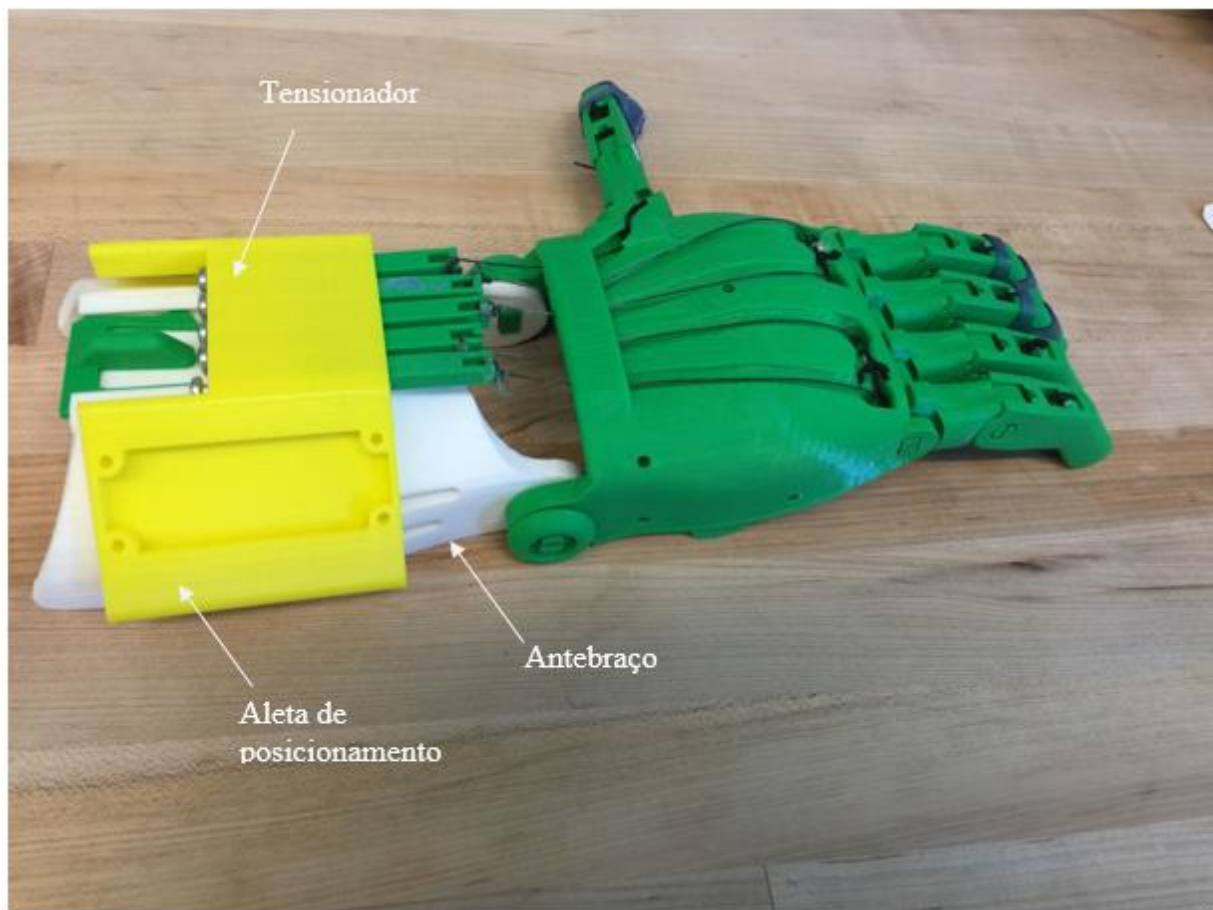
Inicialmente, o circuito desenvolvido pelo grupo de estudantes de Engenharia Elétrica era montado sobre uma única protoboard, juntamente com a bateria do sistema. Dessa forma o sistema ficava com um tamanho excessivo, e estava inviabilizando a montagem do circuito sem interferir na usabilidade da prótese pelo usuário final. A partir dessa necessidade, um novo layout foi desenvolvido pelo grupo, montando o circuito em duas protoboards separadas, além

da bateria possuir um encaixe fora de ambas as placas, permitindo assim, a segmentação no momento da fixação do sistema junto à prótese.

A partir da segmentação do circuito, desenvolveu-se um sistema simples de fixação a partir do tensionador. O tensionador é uma peça localizado no antebraço da prótese, e tem como função tensionar o sistema de articulação dos dedos. A solução proposta foi a extensão do tensionador para ambos os lados, paralelamente às paredes do antebraço, sendo que cada uma das protoboards seria alocada em cada lado da prótese, e a bateria seria posicionada sobre o tensionador no centro. Essa disposição melhora a distribuição espacial do circuito, além de proporcionar uma boa distribuição de peso ao redor da prótese, não afetando a usabilidade da peça. A fixação das placas nas aletas da prótese foi feita por meio de quatro parafusos localizados nas extremidades das placas.

A Figura 28 ilustra o design das aletas ligadas ao tensionador.

Figura 28 – Mesas de apoio ligadas ao tensionador



Fonte: Arquivo Pessoal

4.6. TRANSMISSÃO DO SINAL

O posicionamento do circuito no antebraço da prótese exige que existam fios que conectem o circuito até o sensor, posicionado na ponta do dedo. Em uma primeira análise isso poderia não aparentar um problema evidente. Porém, uma análise mais detalhada evidenciou que as articulações do dedo formariam um empecilho para a passagem direta dos fios através delas.

A movimentação do dedo promove uma variação de comprimento do fio que liga o sensor ao circuito, dessa maneira o fio não poderia possuir um tamanho único. Além disso, o movimento repetitivo de dobrar o dedo poderia acarretar no rompimento por fadiga do fio em um determinado período de tempo.

Como eliminar o movimento do dedo não era uma opção viável, por limitar o uso da prótese, se fez necessário buscar uma solução que corrigisse os problemas supracitados. A limitação da variação de comprimento do fio poderia ser corrigida com o auxílio de algum sistema de carretel, que enrolasse e desenrolasse o fio à medida que o dedo da prótese se movimentasse. Porém, essa solução não resolveria o problema da fadiga do fio, que continuaria sob desgaste por movimentação.

A atenção dos membros do grupo se voltou para o desenvolvimento de um sistema que pudesse eliminar a utilização de fios através das articulações e a transmissão dos sinais fosse feita através de outros mecanismos. A solução deveria garantir que não haveria perda de transmissão e intensidade de sinais captados.

Analisando detalhadamente as condições necessárias para a resolução do problema, e atentando-se ao limitante de custo do projeto, foi proposto um modelo de transmissão de corrente elétrica através de arruelas de cobre.

O modelo consistiu no redesenho das conexões do dedo, para que fossem adicionadas arruelas de cobre em cada uma das paredes da conexão. Na primeira falange, onde o sensor é posicionado, existem os fios ligados ao sensor que são responsáveis por conduzir o sinal captado pelo sensor até o primeiro conjunto de quatro arruelas de cobre, fixadas nas paredes da falange. Os fios eram enrolados ao redor das arruelas para aumentar a área de contato na conexão, e assegurar que haja a menor perda possível de sinais.

A segunda falange também recebe um conjunto de quatro arruelas, e possui um encaixe perfeito com a primeira falange, de modo que as arruelas da primeira e segunda falange permaneçam alinhadas. O encaixe dessas peças é feito por interferência, desse modo, podemos assegurar que não haverá perda de contato entre as peças, e assim evitar a perda de transmissão

de sinais ao circuito interpretador. A dinâmica de transmissão de sinal se mantém da segunda falange para a palma da mão. Dessa maneira, as arruelas têm a função de transmitir o sinal captado pelo sensor através das junções eliminando assim a necessidade da presença de fios nas partes móveis das articulações.

As peças de cobre apresentam as dimensões e características apresentadas na Tabela 3:

Tabela 3 – Características das arruelas de cobre

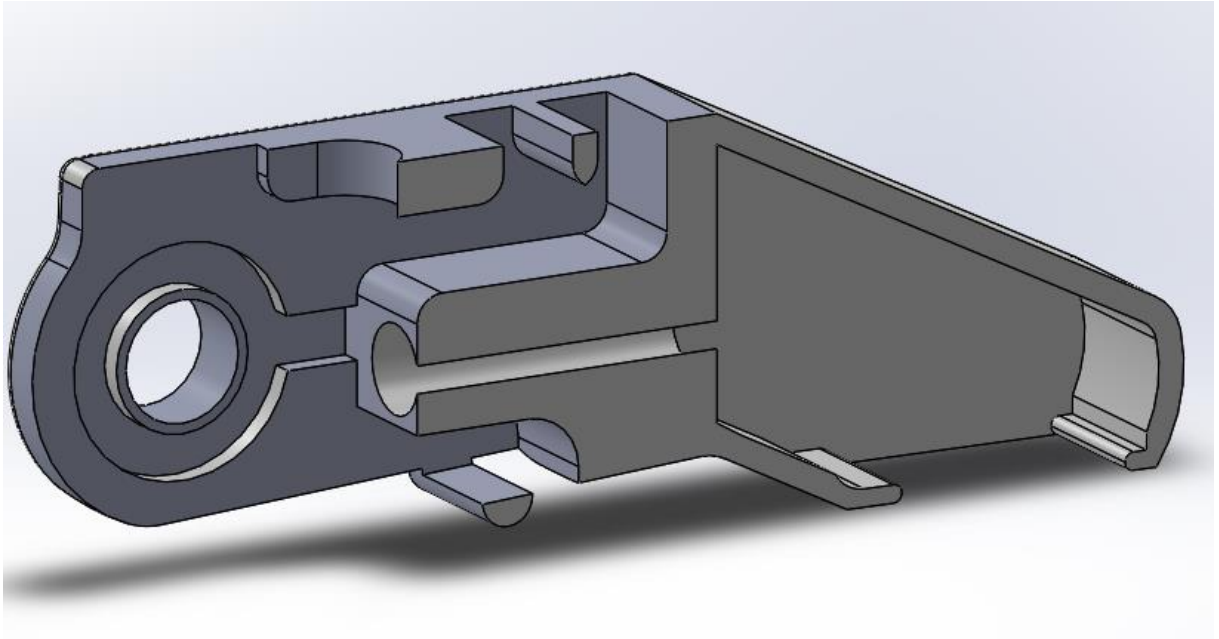
Dimensões e Propriedades das Arruelas de Cobre	
Diâmetro interno	8,4 mm
Diâmetro Externo	16 mm
Espessura	1,5 mm

Fonte: Arquivo Pessoal

O cobre possui excelente condutividade elétrica ($5,61 \times 10^7$ S/m [Siemens/metro]), por isso possui pouco impacto na transmissão do sinal ao longo das conexões. Além disso, as arruelas selecionadas possuem tamanho reduzido, o que causa pouca interferência no peso final da prótese. Outro critério utilizado na seleção desse tipo de material é que ele possui ampla gama de utilização em diversas áreas, assim pode ser facilmente encontrado em qualquer parte do mundo, além de possuir baixo custo.

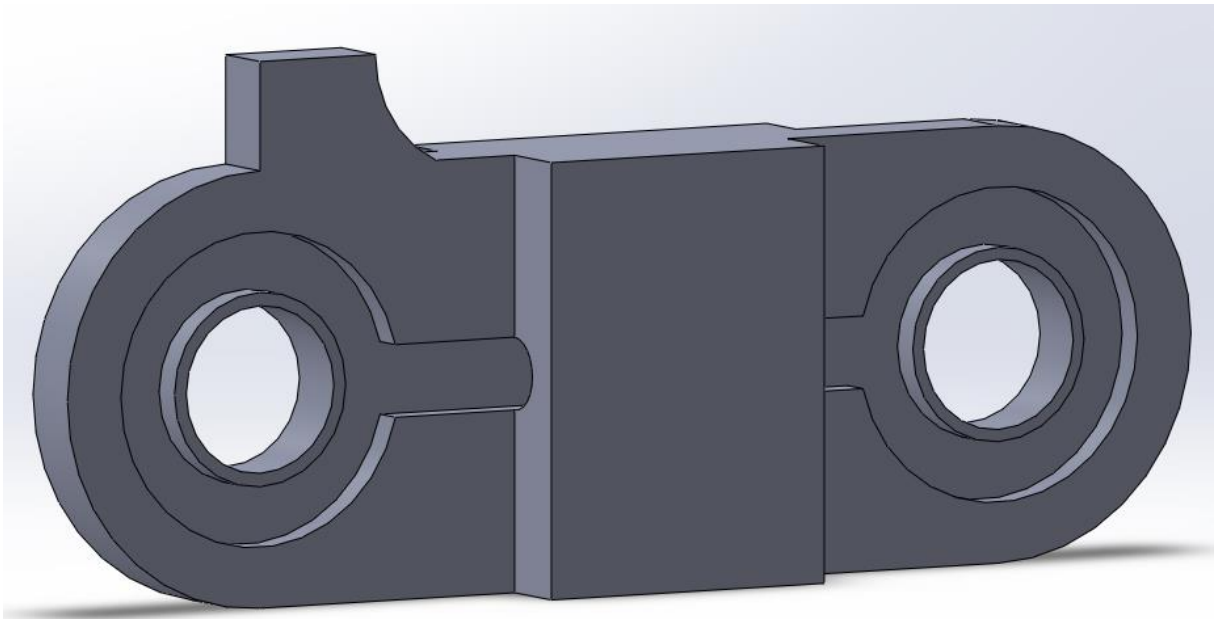
As Figuras 29 e 30 apresentam de forma detalhada a disposição das arruelas nas duas falanges.

Figura 29 – Vista em corte da primeira falange com detalhamento dos canais de posicionamento das arruelas



Fonte: Arquivo Pessoal

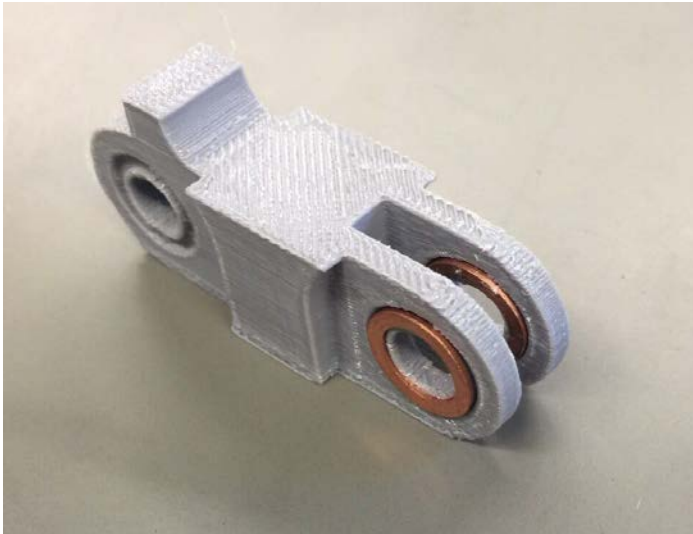
Figura 30 – Vista em corte da segunda falange com detalhamento dos canais de posicionamento das arruelas



Fonte: Arquivo Pessoal

A Figura 31 mostra um protótipo da segunda falange com as arruelas de cobre posicionadas nos canais.

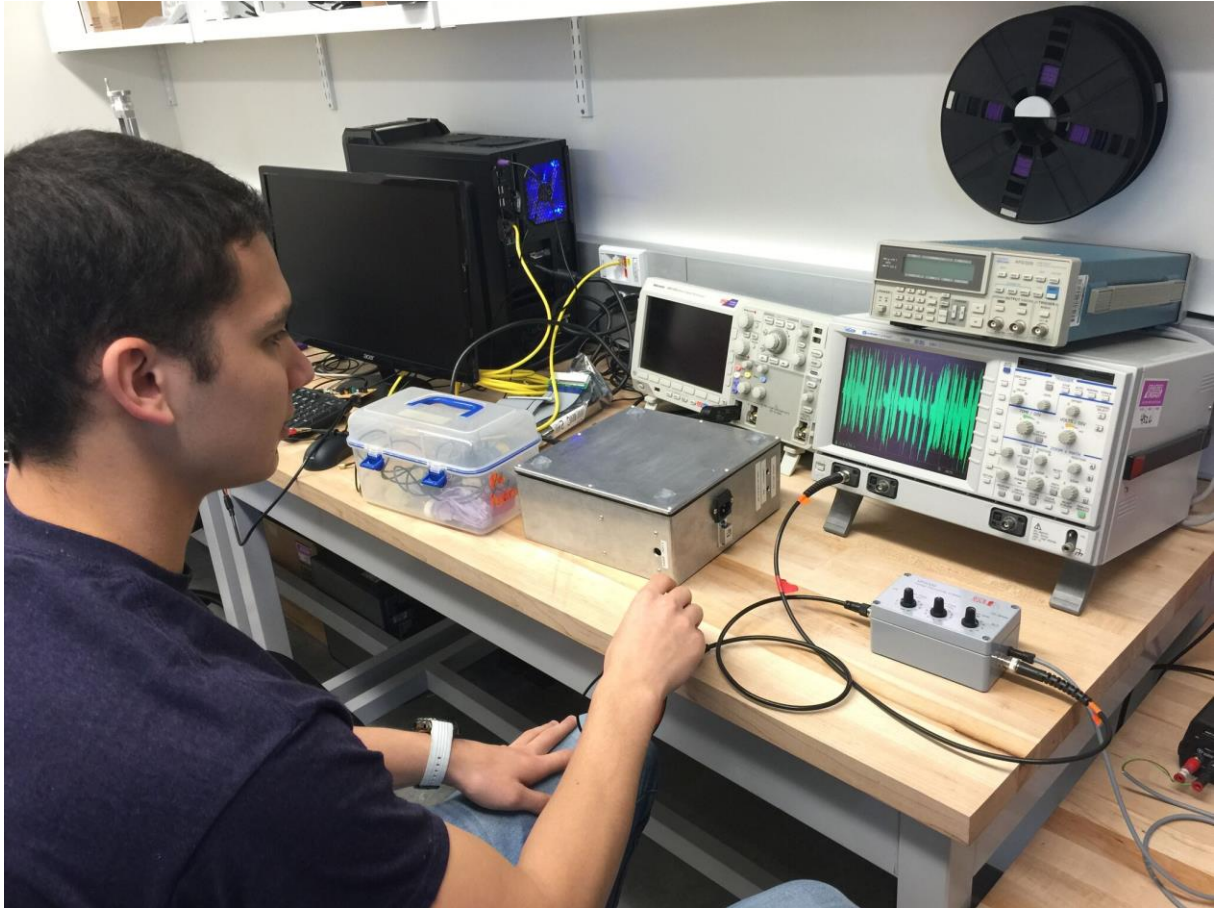
Figura 31 – Segunda falange com arruelas de cobre posicionadas



Fonte: Arquivo Pessoal

A Figura 32 ilustra o ensaio da captação de sinais através do sensor FSR e transmissão dos impulsos pelo sistema de arruelas de cobre. Pode-se notar que intensidade do sinal com esse arranjo apresentou melhora significativa em relação aos resultados apresentados na Figura 15.

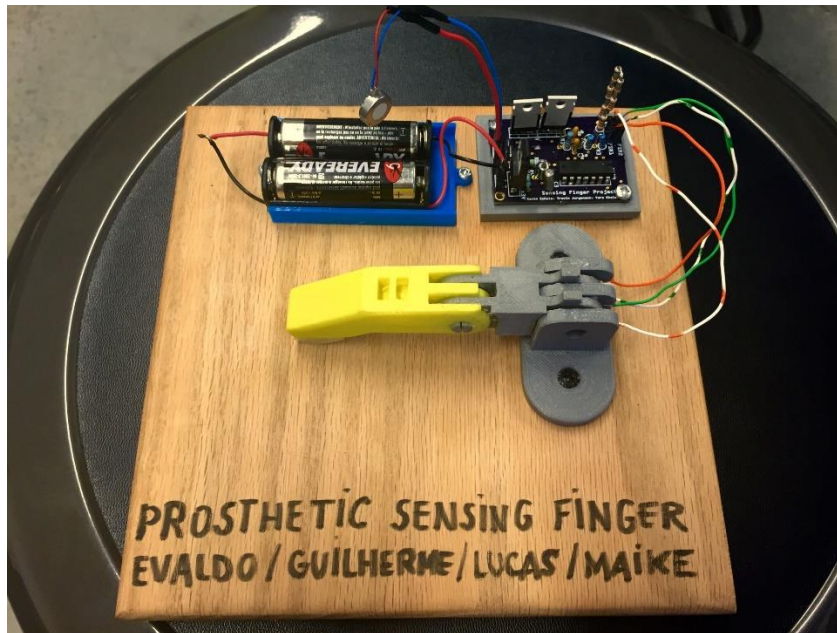
Figura 32 – Ensaio do sensor FSR e da conexão de arruelas de cobre



Fonte: Arquivo Pessoal

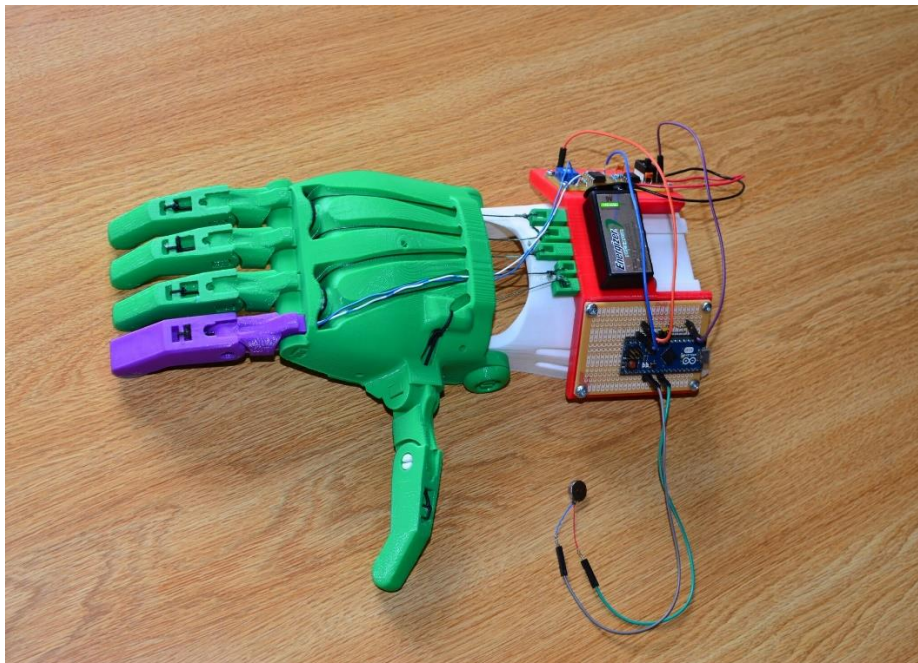
A Figura 33 apresenta a montagem final do sistema de captação de sinal ligado apenas ao dedo da prótese. A Figura 34 representa a montagem final da prótese com o sistema de captação de sinal.

Figura 33 – Adaptação sistema de captação final



Fonte: Arquivo Pessoal

Figura 34 – Montagem final da prótese



Fonte: Arquivo Pessoal

5. CONCLUSÃO

O objetivo principal era tornar a prótese mais interativa, a fim de fornecer uma experiência de uso mais amigável possível para os usuários, mantendo a essência do baixo custo do projeto. Para isso todas as soluções propostas no trabalho buscaram alternativas eficientes e baratas.

Baseado nos fatos supracitados, podemos considerar o resultado final do projeto satisfatório. A funcionalidade da prótese foi melhorada significativamente com a implementação do sensor FSR e o envio dos sinais ao usuário através do *buzzer*. Além disso, o preço da prótese antes da implementação das melhorias apresentadas neste trabalho, era de aproximadamente US\$50, e após a implementação de todos os sistemas propostos, o preço do equipamento se manteve abaixo dos US\$100. A relação custo-benefício da peça torna viável a execução em escala comercial do projeto.

O sensor piezoelétrico implantado inicialmente possui baixo custo, porém devido as suas características físicas de medição não foi considerado ideal para a utilização na prótese. Apesar de não possuir o funcionamento ideal, o sensor piezoelétrico se mostrou perfeitamente funcional, fornecendo impulsos ao usuário, e por isso pode ser usado em modelos simplificados da prótese, servindo como uma possível alternativa ao sensor FSR, o qual possui valor superior ao PVDF. Em 2015, quando a pesquisa estava sendo realizada, uma folha de sensor piezoelétrico podia ser comprada por valores entre US\$1-2.

O sensor substituto ao piezoelétrico, o sensor de força resistivo, FSR, apresentou comportamento mais adequado ao uso em próteses, fornecendo sinais constantes captados a partir da ponta do dedo, além de fornecer variações de intensidade do sinal proporcional à força aplicada ao equipamento. Outro ponto favorável à utilização do FSR em nosso projeto foi o baixo custo desse dispositivo, que custava aproximadamente US\$5, e, portanto, não impactava de forma significativa o preço final da prótese.

A rigidez do poliácido lático, utilizado na fabricação da prótese, se mostrou um empecilho na captação dos sinais por ambos os sensores. A solução proposta, composta a partir da mistura de borrachas líquidas, apresentou excelente flexibilidade e facilidade na produção da peça da ponta do dedo a partir de um molde. O valor do produto Smooth - On OOOMOO 30, usado para a confecção da ponta do dedo, era de US\$25, porém a quantidade de borracha seria suficiente para confecção de no mínimo 10 próteses.

O sistema de arruelas de cobre apresentou excelente condutividade elétrica excluindo a necessidade de haver fios ao longo das conexões, e dessa maneira sanando os dois problemas iniciais, tanto do alongamento quanto do rompimento dos fios.

O sistema de interpretação do sinal captado pelo sensor foi confeccionado em duas protoboards distintas para facilitar a alocação das placas junto a prótese. A divisão do circuito possibilitou a fixação das placas em apoios localizados na lateral da prótese, sem um grande aumento do volume da prótese.

A prótese de mão com as modificações propostas tornou-se mais funcional que a Raptor Hand, modelo usado como base do projeto, e proporcionou uma experiência de uso mais agradável ao usuário final.

Alguns pontos de melhoria poderiam ser explorados, melhorando ainda mais a prótese. Para projetos futuros, um sensor de temperatura poderia ser implementado junto com o FSR, fornecendo ao usuário um *feedback* da temperatura à que a prótese está sendo submetida. Além disso, o mecanismo de abertura e fechamento dos dedos é acionado a partir do movimento do punho do paciente, assim, a prótese oferece movimentação dos dedos apenas aos pacientes que não possuem a mão, mas possuem movimento do punho. Para usuários amputados na região acima do punho não é possível a movimentação da prótese, por isso, o desenvolvimento de um novo mecanismo capaz de proporcionar movimento a qualquer tipo de usuário surge como possível oportunidade de seguimento da pesquisa.

REFERÊNCIAS

BOCCOLINI, F. **Reabilitação, Amputados - Amputações - Próteses**. Segunda Edição. Robe Editorial, 2000.

DABAGUE, L. A. M. **O processo de inovação no segmento de impressoras 3D**. Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2014.

DEURSEN, F. A revolução das impressoras 3D. **Super Interessante**, n 314, p 31-32, 2013. Equipe Caminhos para o Futuro. **Indústrias começam a adotar impressões 3D**.

Épocas Negócios, 2014. Disponível em: <http://epocanegocios.globo.com/Caminhos-para-o-futuro/Desenvolvimento/noticia/2014/09/industrias-comecam-adotar-impressao-3d.html>. Acesso em 04 de setembro de 2017.

FOGGIATTO, J. A. **Utilização do Processo de Modelagem por Difusão e Deposição (FDM) na Fabricação Rápida de Insertos para a Injeção de Termoplásticos**. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2005.

Form 2 datasheet. Disponível em: <https://formlabs.com/3d-printers/tech-specs/>. Acesso em 31 de outubro de 2017.

FREITAS, R. L. B. **Fabricação, Caracterização e Aplicações do Compósito PZT/PVDF**, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, Trabalho de Pós-Graduação, 2012.

GIL, A. C. **Como Elaborar Projetos de Pesquisa** – 4 ed – São Paulo, Editora Atlas, 2002

GODOY, A. **Qual a diferença entre ABS e PLA?**, 2016. Disponível em: <http://escoladeimpressao3d.com.br/qual-e-a-diferenca-entre-abs-e-pla/>. Acesso em 04 de setembro de 2017.

KULMAN, C. **Desenvolvimento de Sistema- Protótipo de Sinterização Seletiva a Laser, Visando a Obtenção de Componentes com Gradientes Funcionais**. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2006.

LOPES, J. A. L. ALMEIDA, L. C. **Metodologia para concepção de prótese ativa de mão utilizando impressora 3D**. Universidade de Brasília. Brasília, 2013.

LUO, M. LIU, D. LUO, H. **Real-Time Deflection Monitoring for Milling of a Thin-Walled Workpiece by Using PVDF Thin-Film Sensors with a Cantilevered Beam as a Case Study**. *Sensors* 2016, 16.

MakerBot Replicator 2 datasheet. Disponível em: http://downloads.makerbot.com/replicator2/MakerBot_Replicator2_brochure.pdf. Acesso em 04 de setembro de 2017.

NORTON, K.M. **A Brief History of Prosthetics**. *inMotion*, V.17, p11-13, 2007.

OWEN, J. **About us**. 2016. Disponível em <http://enablingthefuture.org/about/> Acesso em 08 de agosto de 2017.

PEARCE, J. M. MORRIS, C. LACIAK, K. J. ANDREWS, R. NOSRAT, A. ZOVKO, I. **“3D Printing of Open Source Appropriate Technologies for Self Directed Sustainable Development”**, Journal of Sustainable Development 3(4), pp. 1729 (2010). Disponível em: <http://www.ccsenet.org/journal/index.php/jsd/article/view/6984/6385>. Acesso em 06 de novembro de 2017.

PERES, R. V. **Caracterização e Processamentos do Poli (ácido láctico) 70/30 para Impressão 3D**. Departamento de Ciência e Tecnologia Instituto Militar de Engenharia, Tese, 96p, 2016.

PIRES, A. C. **Sensores e sua Utilização: História e Definições**. Universidade de Brasília, 2014.

PUTTI, V. **Historical prostheses**. Journal of Hand Surgery (British and European Volume), v.30, n., p. 310–325, 2005.

RepRap Pro Mendel. Disponível em: http://reprap.org/wiki/RepRapPro_Mendel. Acesso em 31 de outubro de 2017.

SILVA, M. C. OLIVEIRA, S. V. ARAÚJO, E. M. **Propriedades Mecânicas e Térmicas de Sistemas de PLA e PBAT/PLA**. Revista Eletrônica de Materiais e Processos, v. 9, n. 2, p 112–117, 2014.

Smooth On datasheet. Disponível em: <https://www.smooth-on.com/product-line/oomoo/>. Acesso em 21 de dezembro de 2017

Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies. Disponível em: <https://www.astm.org/Standards/F2792.htm>. Acessado em 06 de novembro de 2017

THINGVERSE E-NABLE. <https://www.thingiverse.com/thing:476403>. Acesso em 05 de setembro de 2017

TORRES, F. M. MEDEIROS, F. F. OLIVEIRA, O. B. MACHADO, A. S. NOGUEIRA, P. M. VIEIRA, E. D. **Desenvolvimento de Processo de Produção de Poli (Ácido Láctico)**. SENAI Bahia, 2013.

VENTOLA, C. L. **“Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses”**. Pharmacy and Therapeutics Journal , 2014, V.39.

ZUO, K. J. Olson, J. L. **The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation**. Plast Surg (Oakv), 22(1), p.44-51, 2014