

**INSTITUTO FEDERAL**  
Santa Catarina

Ministério da Educação  
Secretaria de Educação Profissional e Tecnológica  
**INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA**

INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CAMPUS LAGES  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Rafael Subtil

**PRÓTESE ORTOPÉDICA COM O USO DE TECNOLOGIA DE MANUFATURA  
ADITIVA**

LAGES  
2022



Rafael Subtil

**PRÓTESE ORTOPÉDICA COM O USO DE TECNOLOGIA DE MANUFATURA  
ADITIVA**

Trabalho Conclusão do Curso de Graduação em  
Engenharia Mecânica do Instituto Federal de Santa  
Catarina como requisito para a obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Mecânica  
Orientador: Prof. Ariton Araldi

Lages

2022

Rafael Subtil

**PRÓTESE ORTOPÉDICA COM O USO DE TECNOLOGIA DE MANUFATURA  
ADITIVA**

Este Trabalho Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Mecânica e aprovado em sua forma final pelo Curso de graduação em Engenharia Mecânica

Local, 08 de dezembro de 2022.

---

Prof. Natália Madalena Boelter.  
Coordenador do Curso

**Banca Examinadora:**

---

Prof.(a) Ariton Araldi  
Orientador(a)  
Instituto Federal de Santa Catarina

---

Prof.(a) Anderson Luis Garcia Correia  
Avaliador(a)  
Instituto Federal de Santa Catarina

---

Prof.(a) Fernando da Silva Osório  
Avaliador(a)  
Instituto Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho, aos meus pais José Edson Subtil e Jacira Margarida Stefanos, meus amigos e professores. Obrigado por estarem presentes nessa longa jornada.

“Quando algo é importante o suficiente, você realiza mesmo que as chances não estejam ao seu favor.” ELON MUSK, 2021.

## RESUMO

Por meio de análise e estudos feitos sobre os principais desafios das pessoas com deficiências físicas, o presente trabalho de conclusão de curso baseia-se no uso de tecnologias de manufatura aditiva, especificamente scanner tridimensional e impressão 3D, para a criação de uma prótese de membro inferior, feita com materiais acessíveis e ferramentas de baixo custo. O objetivo do projeto, além de suprir necessidades básicas dos usuários de próteses e da inclusão social do mesmo, é apresentar ferramentas com potencial de uso para diversas áreas. Usando o conhecimento conquistado ao longo do curso de Engenharia Mecânica, este projeto vai abordar temas como tecnologias de manufatura aditiva, modelagem 3D e materiais poliméricos, e como estes podem ser utilizados em próteses ortopédicas. A simplicidade e o afeiçoamento do projeto, tendem a chegar em um custo mais baixo e oferecendo ao usuário final uma opção a mais para suprir sua deficiência física. O estudo, de forma geral é dividido em duas etapas, a primeira, feita na disciplina TCC I, totalmente teórica, onde os conceitos básicos para o avanço do projeto são reunidos. A segunda parte, é tratada na disciplina TCC II, onde o conhecimento coletado na primeira parte do trabalho, é processado e aplicado na prática, criando a metodologia a ser seguida para resolução dos objetivos definidos no começo do projeto. Os resultados alcançados, bem como considerações finais, são apontados na sequência do desenvolvimento da prótese feita por manufatura aditiva.

**Palavras-chave:** Próteses, Manufatura Aditiva, Scanner, Impressão 3D.

## **ABSTRACT**

Through analysis and studies carried out on the main challenges of people with physical disabilities, the present course conclusion work is based on the use of additive manufacturing technologies, specifically three-dimensional scanning and 3D printing, for the creation of a limb prosthesis. bottom, made with affordable materials and low-cost tools. The objective of the project, in addition to meeting the basic needs of prosthetic users and their social inclusion, is to present tools with potential use in different areas. Using the knowledge gained during the Mechanical Engineering course, this project will address topics such as additive manufacturing technologies, 3D modeling and polymeric materials, and how these can be used in orthopedic prostheses. The simplicity and affection of the project, tend to arrive at a lower cost and offering the end user one more option to supply their physical deficiency. The study, in general, is divided into two stages, the first, carried out in the TCC I discipline, totally theoretical, where the basic concepts for the advancement of the project are gathered. The second part is dealt with in the TCC II discipline, where the knowledge collected in the first part of the work is processed and applied in practice, creating the methodology to be followed to solve the objectives defined at the beginning of the project. The results achieved, as well as final considerations, are pointed out following the development of the prosthesis made by additive manufacturing.

**Keywords:** Prosthetics, Additive Manufacturing, Scanner, 3D Printing.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>9</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>11</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....</b>	<b>12</b>
<b>LISTA DE SÍMBOLOS .....</b>	<b>13</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
1.1 OBJETIVO GERAL.....	15
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	15
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>16</b>
2.1 PRÓTESES.....	16
2.1.1 Evolução das Próteses.....	16
2.1.2 Aplicação de Polímeros em Próteses .....	19
2.1.3 Amputações .....	22
2.1.4 Próteses Transtibiais .....	23
2.2 IMPRESSÃO 3D .....	25
2.2.1 Componentes da Impressora 3D .....	26
2.2.2 Materiais de Impressão 3D .....	30
2.3 SCANNER 3D.....	32
2.3.1 Digitalização 3D com Contato .....	33
2.3.2 Digitalização 3D sem Contato.....	35
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS (OU METODOLOGIA).....</b>	<b>40</b>
3.1 GERAÇÃO DO ARQUIVO 3D A PARTIR DE UM SCANNER .....	40
3.2 FATIAMENTO E IMPRESSÃO DO ARQUIVO .....	44
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>48</b>
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>52</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>53</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Trecho do Livro Rig Veda .....	16
Figura 2 - Prótese Egípcia .....	17
Figura 3 - Perna de Bronze - Cápua, Itália .....	17
Figura 4 - Perna Articulada de James Potts .....	18
Figura 5 - Prótese "Syme" feita de resina termoendurecível .....	20
Figura 6 - Prótese PTB .....	20
Figura 7 - Oscar Pistorius com a "Prótese Guepardo" nas olimpíadas de Pequim.....	21
Figura 8 - Prótese feita com Impressora 3D .....	22
Figura 9 - Encaixe Prótese PTB .....	24
Figura 10 - Prótese PTB .....	24
Figura 11 - Encaixe de Prótese PTS .....	25
Figura 12 - Prótese PTS.....	25
Figura 13 - Componentes do extrusor .....	27
Figura 14 - Sistemas tracionadores.....	28
Figura 15 - Mesa de Impressão .....	29
Figura 16 - Sistema de troca de calor .....	29
Figura 17 - Peça impressa com o material PLA .....	31
Figura 18 - Peça impressa no material ABS.....	32
Figura 19 - Modelo de Scanner 3D Portátil.....	33
Figura 20 - Equipamento de CMM na Inspeção de Qualidade .....	34
Figura 21 - Scanner 3D, Braço Articulado .....	35
Figura 22 - Método de Triangulação a Laser .....	36
Figura 23 - Método de Luz Estruturada.....	37
Figura 24 - Método fotométrico aplicado no software KScan3D .....	39
Figura 25 - Esquema de Ligação do Adaptador do <i>Kinect</i> .....	41
Figura 26 - Tela inicial do <i>Skaneect</i> .....	42
Figura 27 - Modelo Ortopédico .....	43
Figura 28 - Modelo Scaneado.....	43
Figura 29 - Arquivo gerado .....	44
Figura 30 - Criação de dois arquivos.....	45
Figura 31 - Parâmetros do Software Cura3D .....	46
Figura 32 – Preenchimento.....	46

Figura 33 - Peça finalizada .....	47
Figura 34 - Montagem da Segunda parte da prótese .....	47
Figura 35 - Resultados da Malha para Simulação de Elementos Finitos .....	49
Figura 36 - Simulação de Elementos Finitos com Resultados de Tensão .....	50
Figura 37 - Simulação de Elementos Finitos com Resultados de Deformação.....	50
Figura 38 - Simulação de Elementos Finitos com Resultados de Fator de Segurança.....	51

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 - Propriedades dos Materiais para Impressora 3D .....	30
Tabela 2 - Comparação de Preços dos Scanners 3D mais acessíveis.....	40

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D - Tridimensional  
CAD - Computer-Aided Design (Projeto Assistido por Computador)  
PU - Poliuretano  
PTB - Patellar Tendon Bearing  
KBM - Kondylen Bettung Münster  
PTS - Prothese Tibiale Supracondylienne  
SLA - Stereolithography Apparatus (Estereolitografia)  
SLS - Sinterização Seletiva a Laser  
FDM - Fused Deposition Modeling (Modelagem por Fusão)  
PLA - Poliacido Lactídeo  
ABS - Acrilonitrila Butadieno Estireno  
PETG - Polietileno Tereftalato de Etileno Glicol  
CMM - Coordinate Measuring Machine  
CCD - Charge-Coupled Device (Dispositivo de Carga Acoplada)  
TOF - Time-of-Flight (Tempo de Voo)  
STL – STereoLithography  
ESTRN – Deformação Equivalente  
VON MISES – Critério de falha de Von Mises  
RGB – Red, Green and Blue  
IR – Dispositivo Infravermelho  
USB – Universal Serial Bus (Porta Serial)

## LISTA DE SÍMBOLOS

R\$ - Real

N/m<sup>2</sup> - Newton por metro quadrado

mm/s – Milímetro por segundo

mm - Milímetro

V - Volt

## 1 INTRODUÇÃO

É evidente na realidade atual que o aumento da população, juntamente com outros fatores, econômicos e geográficos por exemplo, afetam grande parte da sociedade. Eventos como acidentes de trabalho, acidentes domésticos, doenças e conflitos armados, acompanham a humanidade ao longo do tempo, e nos tempos atuais não deixa de ser diferente.

A amputação de membros, embora evitada sempre que possível, é uma alternativa para solucionar muitas situações que colocam a vida das pessoas em risco. A nível global, estima-se que anualmente, cerca de 1 milhão de pessoas sofrem amputação de membros. No Brasil, esses dados chegam na faixa dos 60mil casos por ano (GANDRA, 2022).

Atualmente, pode ser definida como inevitável a aplicação de novas tecnologias para dar apoio nas mais diversas áreas, e no campo da medicina não é diferente. Campo esse, que pode ter as engenharias, em especial a mecânica, como uma grande aliada na melhoria de equipamentos, produtos e procedimentos que contribuam com a qualidade de vida das pessoas, e é esse o tema central desse estudo. Abordar como a engenharia pode, através da impressão 3D e da tecnologia de scanner, fabricar elementos que possam auxiliar as pessoas atingidas por amputações.

No primeiro capítulo são apresentados os objetivos do trabalho, construindo assim o problema abordado. Por meio deste, é feita toda a pesquisa do referencial teórico, apresentado no segundo capítulo. Esse capítulo é dividido em três temas centrais que são: Próteses, Impressão 3D e Scanners. Onde é feito um breve estudo sobre a evolução das próteses, os tipos mais comuns e como são usadas, a evolução da impressão 3D seus componentes e materiais e também um pequeno estudo sobre o sistema de scanner voltado para a tecnologia de manufatura aditiva.

O terceiro capítulo, é a parte focada na metodologia e desenvolvimento do trabalho, buscando sempre alcançar os objetivos traçados. Todo o referencial teórico encontrado, é aplicado em prática na modelagem e fabricação do produto final.

No quarto capítulo, são apresentados os resultados finais da execução do trabalho e feita a validação com os objetivos definidos no primeiro capítulo e breves análises dos resultados encontrados. Por fim, no quinto capítulo é feita a consideração final a respeito de toda a pesquisa, elencando também os pontos de melhoria.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Aplicar a tecnologia de manufatura aditiva, através da Impressão 3D, na construção de próteses ortopédicas de baixo custo, utilizando polímeros comuns no mercado, que possam atender as necessidades básicas de pessoas com a ausência de membros inferiores.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os seguintes objetivos específicos devem ser alcançados durante os estudos:

- Desenvolver projeto da prótese adaptada ao usuário com movimentos básicos.
- Modelar protótipo da prótese com o uso de software CAD e scanner 3D;
- Imprimir prótese em 3D;
- Testar e validar a prótese no usuário.

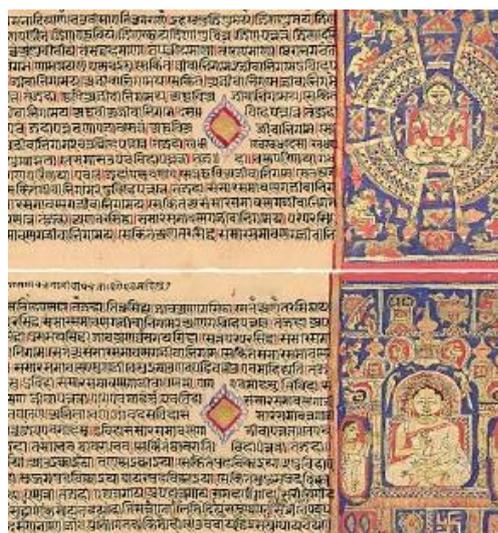
## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 PRÓTESES

#### 2.1.1 Evolução das Próteses

Existem indícios de que a prótese ortopédica mais antiga surgiu na Antiga Índia, onde uma rainha que teve uma das pernas amputadas em batalha, utilizou de uma espécie de prótese de ferro. Na Figura 1, é mostrado um trecho do Livro *Rig Veda* (escrito entre 3500 e 1800 a.C), onde segundo um dos poemas, registrado no livro, após a adaptação da prótese, a rainha voltou ao campo de batalha (BRASKEM, 2016).

Figura 1 - Trecho do Livro Rig Veda



Fonte: BRASKEM, 2016

No Egito antigo, temos a prova real da primeira prótese utilizada pelo homem. Trata-se de um dedo do pé de aproximadamente 600 a.C, composto por pedaços de madeira e tiras de couro, mostrado na Figura 2. Sua finalidade era aparentemente estética, pois era normal o uso de sandálias naquela época (VEJA ABRIL, 2011).

Figura 2 - Prótese Egípcia



Fonte: Veja Abril, 2011

Por volta de 424 a.C., relatos históricos de Heródoto, contam a história de um Persa, que cortou seu próprio pé para escapar da prisão, após ser condenado à morte. Este mesmo, adaptou uma prótese de madeira para suprir a falta do membro e andou por aproximadamente 30 milhas (48 quilômetros) até encontrar a cidade mais próxima (NORTON, 2007).

Em 1858, na cidade de Cápua, Itália, foi encontrada uma perna artificial, datada por volta de 300 a.C. Como pode ser visto na Figura 3, foi forjada de bronze e ferro, com um centro ao que indicava, abaixo do joelho amputado (BRASKEM, 2016).

Figura 3 - Perna de Bronze - Cápua, Itália



Fonte: BRASKEM, 2016.

Ainda em território europeu, em Roma, Plínio, o Velho, apresentou registros de que um general romano, participante da Segunda Guerra Púnica (218-210 a.C.), portava uma mão direita de ferro, adaptada para segurar o escudo. Desta forma, tinha condições de participar das batalhas mesmo sem o braço amputado nos campos de batalha (NORTON, 2007).

Avançando até a chamada Idade das Trevas, houve pouca evolução na linha de próteses. Grande parte do que era adaptado, servia apenas para esconder as lesões e deformidades, sem muita funcionalidade. Como a riqueza era privilégio de poucos, apenas estes tinham acesso a próteses com alguma real função para época, tais como Ganchos ou pernas-de-pau. Mas esse congelamento na evolução em relação ao estudo de próteses, teve um final com a chegada do Renascimento, que trouxe junto com a arte e filosofia, novas ideias na ciência e medicina. Em 1508, o alemão Gotz Von Berlichingen apresentou uma prótese de braço direito com utilidades “avançadas” até então, como movimentação semelhante à de uma mão (NORTON, 2007).

Em 1536, Ambroise Paré, considerado por muitos como o pai da cirurgia de amputação moderna, começou a produzir próteses para membros inferiores e superiores, desenvolvendo conceitos que são utilizados até hoje como o controle de bloqueio do joelho, além disso, o ferro que é um material pesado, foi substituído em algumas partes pelo couro e outros materiais mais leves. Em 1800, James Potts apresenta a primeira prótese com articulações no joelho e tornozelo, conforme ilustrado na Figura 4, permitindo uma movimentação coordenada entre os membros (CARVALHO, 2003; BRASKEM, 2016; NORTON, 2007).

Figura 4 - Perna Articulada de James Potts



Fonte: BRASKEM, 2016.

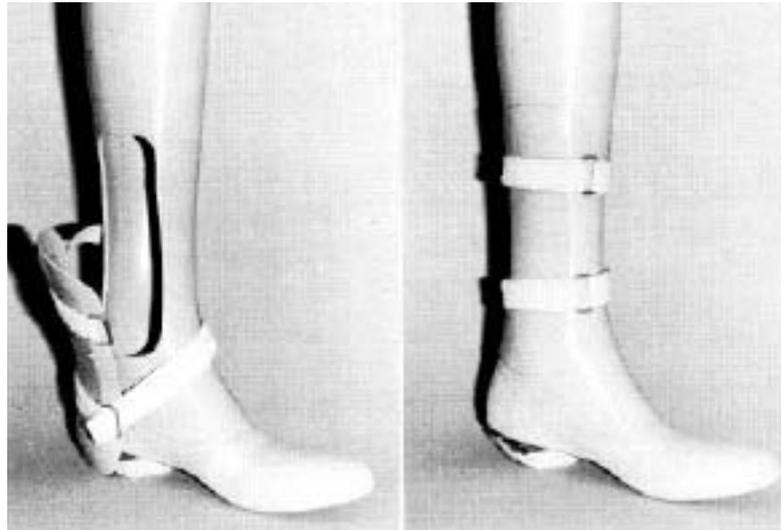
Com o passar dos anos, novos métodos eficazes de amputação bem como próteses evoluíram, mas foi com a Guerra Civil dos Estados Unidos da América, que o número de amputações teve um significativo aumento. Estima-se que aproximadamente 60.000 homens foram amputados na guerra. Desse elevado número, faz parte James Hanger, que foi um dos primeiros amputados. James, desenvolveu e mais tarde patenteou a “*Hanger Limb*”, uma prótese diferente das tradicionais da época, pois era articulada com dobradiças ao redor do joelho e tornozelo. A popularidade foi tanta, que o Estado o contratou para produzir próteses para os soldados com membros amputados, e em 1871, patenteou sua prótese, expandindo ainda mais os seus negócios.

A guerra e a industrialização fortaleceram o crescimento da indústria de próteses no início do século XX. James Hanger, como um dos nomes mais populares nesta área, em 1912, apresentou ao mundo uma prótese feita de alumínio, que garantia mais leveza e sem perder a qualidade. Esse foi o pontapé para a pesquisa da aplicação de materiais diversos na área das próteses, e a porta de entrada para os polímeros (BRASKEM, 2016; MUSEU NACIONAL DE MEDICINA DE GUERRA, 2017).

### **2.1.2 Aplicação de Polímeros em Próteses**

O poliuretano (PU), é um polímero obtido através da reação química do diisocianato e o polioliol, e teve sua descoberta por volta de 1849. Desde então vem sendo utilizada em uma gama de aplicações, que variam desde espuma para vedação, até composto de combustíveis de foguetes. Na área de próteses ortopédicas, não poderia ser deixado de lado, tanto que passou a fazer parte da composição das próteses em 1937, conforme ilustrado na Figura 5, quando Otto Bayer iniciou a industrialização dos PU's. (CANGEMI, 2009).

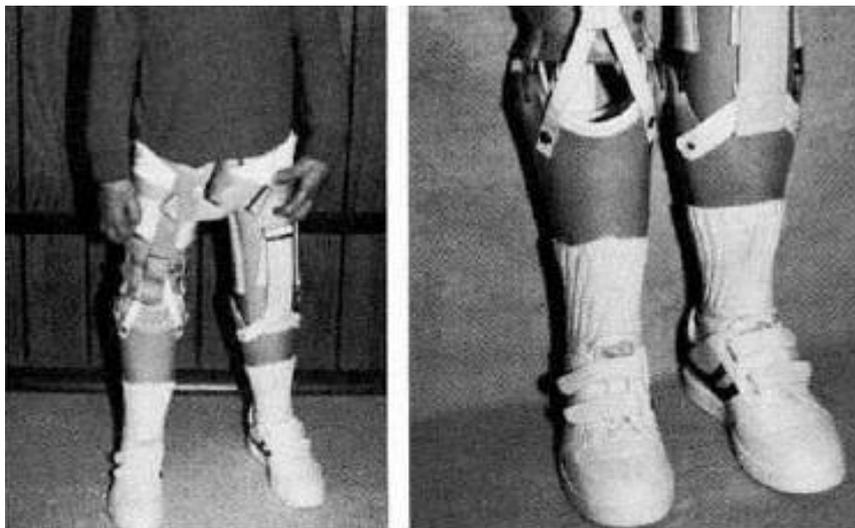
Figura 5 - Prótese "Syme" feita de resina termoendurecível



Fonte: BRASKEM, 2016

No ano de 1959, a prótese desenvolvida por Verduyn, serviu de base para uma evolução. A Universidade da Califórnia, desenvolveu a *PTB (Patellar Tendon Bearing)*, que tinha as bordas de encaixe, acima da articulação do joelho, e era suspensa por uma correia que envolvia a coxa, ilustrado na Figura 6 (BRASKEM, 2016).

Figura 6 - Prótese PTB



Fonte: BRASKEM, 2016.

Ao longo do século, diversas melhorias foram sendo aplicadas nas próteses, principalmente em relação aos métodos de amputação e materiais utilizados. Em 1968 por exemplo, na Alemanha, foi implementado um revestimento interno, mais flexível, que quando

usado em próteses para amputações abaixo do joelho, aderiam a pressão do peso do corpo, e dispensava acessórios de fixação, além de proporcionar mais conforto. Alguns anos depois, em 1980, melhorias no conforto e fixação, foram feitas com ajuda da adição de silicone nos projetos. Quatro anos mais tarde, a fibra de carbono foi implementada nas próteses também, e devido as suas propriedades mecânicas diversos modelos puderam ser desenvolvidos, como o utilizado nas olimpíadas de Pequim, mostrado na Figura 7, considerado mais eficiente do que o próprio pé humano (CULTURAMIX, 2018)

Figura 7 - Oscar Pistorius com a "Prótese Guepardo" nas olimpíadas de Pequim



Fonte: PASSO FIRME, 2012.

Atualmente, devido a gama de materiais, muitos modelos de próteses vêm sendo desenvolvidos, com diversas finalidades, tais como próteses de membros, órteses<sup>1</sup> e exoesqueletos. Apesar de tudo, ainda esbarra-se nos valores para aquisição dos produtos, e é nesse contexto que a impressora 3D pode ter um papel essencial no futuro da área (CULTURAMIX, 2018).

Na Figura 8, é possível observar um exemplo de prótese feita com a tecnologia de impressão 3D.

---

<sup>1</sup> Órteses são aparelhos ou estruturas ortopédicas de uso externo, destinados a prevenção ou correção das partes móveis do corpo.

Figura 8 - Prótese feita com Impressora 3D

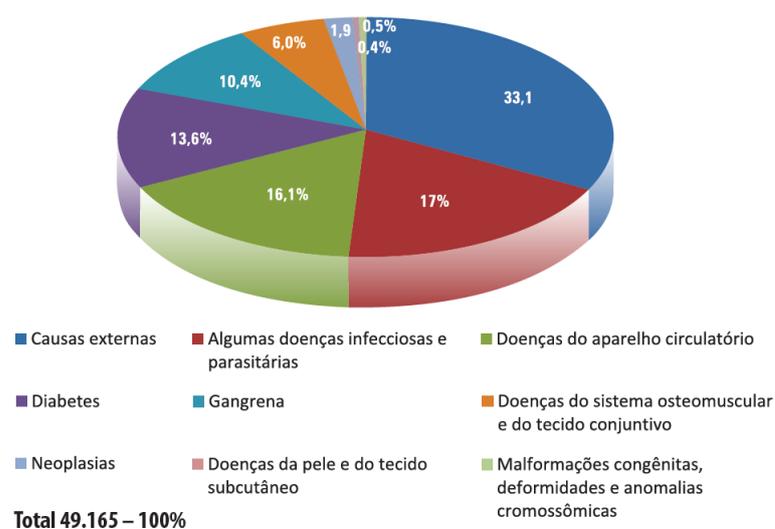


Fonte: CULTURAMIX, 2018.

### 2.1.3 Amputações

Estima-se que 94% das amputações realizadas foram de membros inferiores. As causas são diversas, e variam desde doenças, acidentes de trânsito e acidentes de trabalho. Através do Gráfico 1, percebe-se os principais motivos que levam a amputação (BIBLIOTECA VIRTUAL EM SAÚDE, 2014).

Gráfico 1 - Levantamento de causas de amputação no SUS



Fonte: BVSMS, 2014.

A amputação, é uma importante definição para o tipo ideal de prótese, segundo Kuhn (1997), “O nível das amputações e a qualidade do coto tem importância vital, tanto em relação à escolha do tipo de prótese e seus componentes como em relação ao rendimento final do amputado com sua prótese”.

Existem hoje, 08 (oito) níveis de amputação dos membros inferiores de acordo com o Ministério da Saúde, que são:

- **Hemipelvectomy<sup>2</sup>;**
- **Desarticulação do Quadril;**
- **Transfemural<sup>3</sup>;**
- **Desarticulação do Joelho;**
- **Transtibial<sup>4</sup>;**
- **Desarticulação do Tornozelo;**
- **Syme<sup>5</sup>;**
- **Parcial do Pé.**

Dos oito níveis elencados pelo SUS, os que mais demandam aplicação de próteses são os níveis transtibiais e transfemorais (BIBLIOTECA VIRTUAL EM SAÚDE, 2014).

#### **2.1.4 Próteses Transtibiais**

As próteses devem ser desenvolvidas pensando na acessibilidade e no bem-estar do usuário. No âmbito das próteses, o modelo mais utilizado para amputações de nível transtibial é de soquete tipo PTB (*Patellar Tendon Bearing*). Essas próteses são constituídas por componentes, como encaixe e articulação de quadril, articulação de joelho e pé, que devem suportar o peso do usuário e absorver a energia cinética decorrente do movimento, devendo ser construídas com materiais leves e resistentes para evitar seu abandono pelo usuário. A assimetria de próteses está associada à distribuição inadequada do peso da prótese, contribuindo assim para o aumento do gasto energético na locomoção (QUEIROZ, 2008).

As próteses de membros inferiores devem ser anatomicamente similares aos membros originais, trazendo assim, liberdade de movimento ao seu usuário. Próteses modernas,

---

<sup>2</sup> Hemipelvectomy é a ressecção de segmentos ósseos e tecidos comprometidos na região pélvica.

<sup>3</sup> Transfemural é toda a amputação entre o quadril e a desarticulação do joelho.

<sup>4</sup> Transtibial é a amputação parcial ou completa da tíbia e fíbula.

<sup>5</sup> Syme é a amputação onde ocorre a desarticulação do tornozelo preservando uma parte do calcanhar.

normalmente, são importadas e por isso seu custo é bastante elevado. Em contrapartida, as próteses disponíveis no mercado não atendem muito aos requisitos de seus usuários (QUEIROZ, 2008).

Segundo Queiroz (2008), “Os pontos de apoio (carga) nos vários tipos de soquetes transtibiais são os mesmos, diferenciando-se somente quanto à suspensão. Por isso, deve-se num soquete transtibial, além do desejado contato total (com exceção para os casos onde houver contraindicação), procurar obter um bom apoio de carga sob o côndilo<sup>6</sup> tibial medial, um segundo apoio de carga não muito forte subpatelar<sup>7</sup> e contra apoio na face lateral anterior e face posterior do coto<sup>8</sup> (poplítea). Aliviar o apoio na crista e extremidade distal<sup>9</sup> da tíbia, bem como na cabeça e extremidade distal da fíbula. No soquete PTH, a modelagem termina ao nível da articulação do joelho e para o soquete KBM (*Kondylen Bettung Münster*) a modelagem necessita subir englobando a parte superior dos côndilos femorais (médio lateral) e ainda para o soquete PTS (*Prothese Tibiale Supracondylienne*) modelar a parte superior da patela”.

Observa-se na Figura 9, o perfil do encaixe PTB, onde é visível a área de apoio sobre o perfil da prótese. Para esse mesmo tipo de encaixe, é comum utilizar uma prótese PTB com correia, ilustrado na Figura 10 (ARAÚJO, 2011).

Figura 9 - Encaixe Prótese PTB



Fonte: ARAÚJO, 2011.

Figura 10 - Prótese PTB



Fonte: ARAÚJO, 2011.

---

<sup>6</sup> Côndilo é a estrutura arredondada das extremidades ósseas, geralmente em contato com articulações.

<sup>7</sup> Subpatelar é a região abaixo do joelho.

<sup>8</sup> Parte restante de um membro amputado.

<sup>9</sup> Distal é toda a estrutura que está afastada da raiz do membro.

Na Figura 11, é mostrado um modelo de prótese PTS simples. O encaixe desta, é visto na Figura 12, onde são mostrados os limites do encaixe da prótese. Ela envolve toda a região da patela, mas permite a articulação do joelho.

Figura 11 - Encaixe de Prótese PTS



Fonte: ARAÚJO, 2011.

Figura 12 - Prótese PTS



Fonte: ARAÚJO, 2011.

## 2.2 IMPRESSÃO 3D

A primeira impressora 3D do mundo foi criada em 1984 pelo norte americano Charlie Roof, sendo patenteada em 1986 com o nome de Estereolitografia (SLA). Essa tecnologia consiste em um Laser ultravioleta que solidifica uma resina reagente à luz (3DLAB, 2020).

Ainda em 1986, Carl Deckard, da Universidade do Texas, patenteou outra tecnologia de impressão 3D, a Sinterização Seletiva a Laser (SLS), e nessa tecnologia o material utilizado como matéria prima é em pó e o Laser sinteriza as camadas. Três anos depois, em 1989, Scott Frank lança a primeira impressora FDM, que é a tecnologia de impressão mais utilizada atualmente, mas não por causa das invenções de Scott e sim por causa de um projeto desenvolvido na Inglaterra em 2004, chamada *RepRap*, em que a ideia inicial era desenvolver uma impressora *open source* que fosse auto replicável, esse projeto atingiu milhares de adeptos ao redor do mundo (3DLAB, 2020).

Em 2009, quando a patente de Scott perdeu a validade, foi desenvolvido o primeiro kit, com todas as partes para a construção de uma impressora 3D, chamada *cupcake*. No ano seguinte, foi lançado outro kit com várias melhorias chamado *Thing-O-Matic*, um projeto

também *open source*, em que a comunidade poderia fazer melhorias e compartilhar entre si. Até 2011, foram vendidos cerca de 3500 desses kits, e nesse período, Bre Pettis, Adam Mayer e Zach Smith - criadores de ambos os kits - identificaram que a maior dificuldade dos usuários era a montagem e calibragem dos equipamentos. Pensando nisso, em 2011 eles lançaram a “*The Replicator*”, que foi a primeira impressora 3D vendida montada e calibrada. Depois desse movimento, surgiram várias outras empresas desenvolvendo impressoras 3D ao redor do mundo, até chegarmos no que temos no mercado hoje em dia (3DLAB, 2020).

### **2.2.1 Componentes da Impressora 3D**

O funcionamento da impressora 3D é baseado em um carretel com filamento, comumente encontrado com diâmetro de 1,75mm, onde a ponta desse filamento é tracionada em direção ao Bico Extrusor (*Hot End*). Na saída do extrusor, a espessura do filamento chega a 0,2 a 0,4mm quando o mesmo é aquecido a temperatura ideal do material. Esse material é depositado por camadas em uma mesa aquecida, até formar 100% do modelo desejado (3DLAB, 2020).

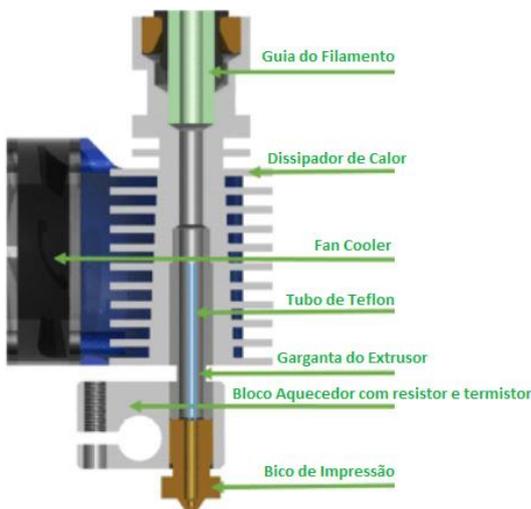
Com a impressora 3D é possível criar diversos tipos de peças e objetos, até mesmo alimentos. Sua impressão tridimensional é feita geralmente com materiais poliméricos. A impressora recebe os dados do molde, que é feito em softwares específicos para o desenho 3D, e calcula todos os pontos entre os eixos X, Y e Z, depositando gradativamente o material conforme a geometria da peça (3DLAB, 2020).

O equipamento, antes com alto custo para o mercado, atualmente vem sofrendo uma redução considerável no preço, o que acabou popularizando o uso de impressoras em diversos ramos. Já existem impressoras 3D atuando na área alimentícia, até mesmo na medicina, além da área industrial que aos poucos vem adaptando seus protótipos e peças à fabricação via impressora 3D. Segundo GOSHEN, (2020), a impressão 3D percorreu um longo caminho desde que a tecnologia foi lançada na década de 1980. Mas, à medida que sua utilização avance da prototipagem para a produção, esperamos ver uma expansão exponencial de seu uso e aplicação (IND 4.0, 2020).

- **Extrusor**

Considerado um dos principais componentes da impressora, é por meio deste que o filamento é aquecido e depositado na mesa de impressão. O conjunto é formado por sete peças conforme apresentado na Figura 13, composta pelos seguintes itens. Guia do Filamento, Dissipador de Calor, *Cooler*, Bloco Aquecedor com Resistor e Termistor, Tubo de Teflon e Bico de Impressão.

Figura 13 - Componentes do extrusor



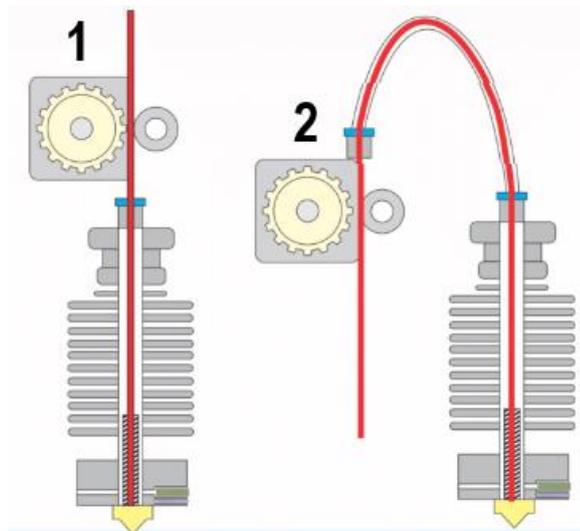
Fonte: PORTELA, 2019.

Essas partes podem variar de uma impressora para outra, porém este é o conjunto mais comum e utilizado para a impressão.

- **Tracionador**

Este conjunto faz a movimentação do filamento em direção ao extrusor. Pode ser do tipo *Direct Drive* (Tipo 1), que é um tracionador posicionado junto ao carro de impressão, geralmente usado em filamentos mais flexíveis, ou pode ser do tipo *Bowden* (Tipo 2) - ambos mostrados na Figura 14 - que se trata de um tracionador fixo na estrutura, deixando o carro de impressão livre, o que resulta em menos vibração e maior velocidade de impressão (PORTELA, 2019).

Figura 14 - Sistemas tracionadores



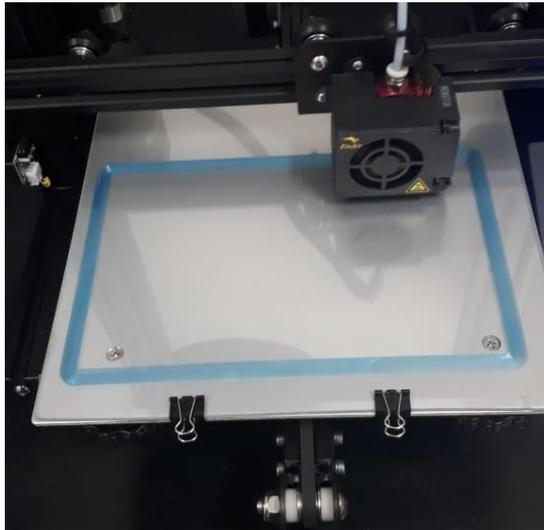
Fonte: PORTELA, 2019.

Modelos do tipo *Bowden* se tornaram mais populares até mesmo em máquinas mais acessíveis e de uso doméstico, visto que sua construção não aumenta o custo de fabricação, porém essa configuração se mostra mais eficiente (PORTELA. 2019).

- **Mesa de Impressão**

Basicamente a mesa de impressão, mostrada na Figura 15, é uma chapa metálica que conduz o calor a uma outra superfície, geralmente placa com material abrasivo, ou vidro, de forma que atinja e mantenha a temperatura ideal para que o filamento não esfrie no processo, além de garantir a fixação da peça durante a impressão (PORTELA. 2019).

Figura 15 - Mesa de Impressão

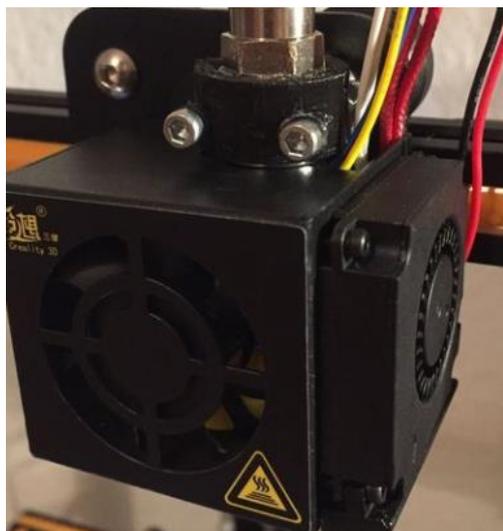


Fonte: Imagem do Autor

- **Cooler / Fan**

Esse acessório, mostrado na Figura 16, é responsável pelo resfriamento dos sistemas do cabeçote, normalmente há um ou mais *coolers*, responsáveis pela remoção do calor no equipamento. Esse sistema realiza a troca de calor em regiões pontuais da impressora, evitando um superaquecimento (PORTELA. 2019).

Figura 16 - Sistema de troca de calor



Fonte: Imagem do Autor

## 2.2.2 Materiais de Impressão 3D

Na tabela abaixo, é mostrado em números algumas propriedades interessantes dos polímeros. Segundo 3DLAB (2017), “O ensaio HDT é contido na norma ISO 75. Basicamente aplica-se uma tensão, prevista em norma, a um corpo de prova normatizado, mergulha-se esse corpo em um banho e varia-se a temperatura do banho. A medida que a temperatura vai aumentando, o corpo de prova vai se deformando, até atingir o deslocamento previsto na norma. A temperatura para deformar o corpo de prova com determinada tensão aplicada é a temperatura suportada no ensaio de HDT. Esse ensaio basicamente nos mostra qual a temperatura que cada material suporta sem se deformar”.

Tabela 1 - Propriedades dos Materiais para Impressora 3D

<b>Propriedades Matéria Prima 3D LAB - Grãos</b>			
<b>Propriedades</b>	<b>PLA</b>	<b>ABS Premium</b>	<b>PETG</b>
<b>Densidade</b>	1,24 [g/cm <sup>3</sup> ]	1,04 [g/cm <sup>3</sup> ]	1,27 [g/cm <sup>3</sup> ]
<b>Temp. Fusão</b>	185 [°C]	220 [°C]	240 [°C]
<b>Tg</b>	60 [°C]	100 [°C]	85 [°C]
<b>Tensão de Escoamento</b>	66 [Mpa]	38 [Mpa]	51 [Mpa]
<b>Resistencia a Flexão</b>	130 [Mpa]	66 [Mpa]	72 [Mpa]
<b>Modulo de Elasticidade</b>	4350 [Mpa]	2200 [Mpa]	2120 [Mpa]
<b>Resultado ensaio de Tração segundo a Norma ASTM D638 - Corpo de provas Impresso</b>			
<b>Propriedades</b>	<b>PLA</b>	<b>ABS Premium</b>	<b>PETG</b>
<b>Tensão de Escoamento</b>	24,8 [Mpa]	14,7 [Mpa]	18,6 [Mpa]
<b>Modulo de Elasticidade</b>	1896,0 [Mpa]	1335,9 [Mpa]	1067,9 [Mpa]
<b>Tensão de Ruptura</b>	46 [Mpa]	29 [Mpa]	32,6 [Mpa]
<b>Alongamento</b>	3,69%	7,08%	7,74%
<b>Resultado ensaio de Dureza segundo a Norma ASTM D2240 - Corpo de provas Impresso</b>			
<b>Dureza Shore D</b>	85 [Shore D]	74 [Shore D]	75 [Shore D]
<b>Resultado ensaio HTD segundo a Norma ISO 75 - Corpo de provas Impresso</b>			
<b>Temperatura HDT</b>	55,11°C	86,13°C	67,3°C

Fonte: 3DLAB, 2017.

- **PLA – Poliacido Lactídeo**

O PLA (Poliácido Lactídeo) é um polímero da classe dos biopolímeros que vem ganhando grande espaço no mercado. Tem seu ácido orgânico extraído de plantas, animais e microrganismos, o que o torna biodegradável e com baixos níveis de toxinas, mas mantendo uma boa propriedade mecânica em relação aos demais plásticos (RINCÓN; ASTRID, 2011)

Na impressão 3D, necessita-se de uma temperatura de fusão considerada baixa no extrusor, cerca de 180°C. Na mesa, para ter aderência precisa-se manter uma temperatura por volta de 60°C. Sua dureza superficial chega aos 85 Shore D, o que o torna resistente ao atrito e desgaste (3DLAB, 2017).

Na Figura 17, é possível observar um exemplo de peça, impresso com o filamento PLA.

Figura 17 - Peça impressa com o material PLA



Fonte: Imagem do Autor.

- **ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno**

O plástico ABS é um copolímero derivado de Acrilonitrila, Butadieno e Estireno. É um polímero que apresenta uma resistência alta a abrasão, além de rigidez e uma boa resistência química. Devido a sua composição, acaba sendo um material que combina força e rigidez dos polímeros e a elasticidade do polibutadieno. No entanto, para impressão 3D é um material que necessita de alguns cuidados para utilização, como por exemplo ambiente de impressão fechado para evitar variações de temperatura ambiente. Ao ser aquecido, libera gases que fazem mal ao usuário se inalados por muito tempo (ZURICH, 2018).

Sua temperatura de fusão, em relação a impressão 3D, é de aproximadamente 240°C e 110°C para aderência à mesa de impressão. A dureza do material, gira em torno de 74 Shore D, o que o torna um material com melhor propriedade para acabamento (3DLAB, 2017).

Na Figura 18, é ilustrada uma peça impressa em material ABS.

Figura 18 - Peça impressa no material ABS



Fonte: Imagem do Autor.

- **PETG – Polietileno Tereftalato de Etileno Glicol**

O material PETG (Polietileno Tereftalato de Etileno Glicol), tem como suas características principais, a fácil moldagem, boa resistência ao impacto e durabilidade. É utilizado em diversos ramos, que variam desde a indústria moveleira, até algumas aplicações hospitalares. É um material atóxico (OPTAPLAST, 2019).

Na impressão 3D, o PETG necessita de uma temperatura de extrusão de aproximadamente 240°C, e 85°C para aderência na mesa de impressão. Sua dureza, é semelhante à do material ABS, cerca de 75 Shore D. É um material resistente e aplicável a impressoras 3D abertas (3DLAB, 2017).

### 2.3 SCANNER 3D

Um *scanner* 3D (Figura 19) é uma ferramenta capaz de analisar um objeto ou ambiente real e calcular uma representação digital 3D para o mesmo. Normalmente, a função do *scanner* é extrair uma nuvem de pontos 3D que representa a superfície do objeto alvo. As aplicações para esse tipo de ferramenta são muitas e vêm da capacidade desta ferramenta de extrair de forma precisa as dimensões do objeto escaneado. Áreas como identificação biométrica e a indústria de filmes também têm interesse nesse tipo de ferramenta. (JÚNIOR; WANGENHEIM; SOBIERANSKI, 2017).

Figura 19 - Modelo de Scanner 3D Portátil



Fonte: 3DLAB, 2019.

Segundo SIMAS e GOMES (2014), “Os *Scanners* 3D podem operar sob diferentes princípios. Os modelos com conceito de operação mais simples realizam a varredura dos pontos na superfície através de contato mecânico. Um exemplo típico é a máquina de medição por coordenadas. Apesar da grande precisão obtida em cada ponto, o processo de varredura é lento, limitando as aplicações deste tipo de equipamento, devido ao longo tempo para um escaneamento completo da superfície com grande quantidade de pontos. Por outro lado, os *Scanners* 3D sem contato podem permitir uma varredura com muitos pontos em um tempo menor”.

### 2.3.1 Digitalização 3D com Contato

Na digitalização 3D por contato, como o nome já indica, é necessário que o equipamento tenha contato direto com o objeto. Nessa classificação de scanner 3D, podemos citar duas tecnologias: *Coordinate Measuring Machine* (CMM) e Braços Articulados. (SOUSA, 2015).

- **Coordinate Measuring Machine (CMM)**

Esse tipo de tecnologia, necessita ter contato com o objeto alvo do mapeamento tridimensional, e esse contato passa a ser um dos fatores negativos do método, pois pode

desgastar o objeto ou até danificá-lo ao longo do tempo. Conforme ilustrado na Figura 20, geralmente, sua composição é de uma sonda na extremidade de um braço transportador, que se move por toda a superfície do objeto, registrando as coordenadas em cada ponto. Sua utilização é comum no setor de qualidade das indústrias. (SOUSA, 2015).

Figura 20 - Equipamento de CMM na Inspeção de Qualidade



Fonte: SOUSA, 2015.

- **Braços Articulados**

Segundo SOUSA (2015), “este equipamento é constituído por um braço robótico articulado, com braços rígidos e diversos sensores angulares para facilitar o movimento do mesmo. A digitalização é realizada através do toque da sonda, fixado na extremidade do braço robótico, nos diversos pontos da superfície do objeto. O braço mecânico que se move sobre o objeto a ser digitalizado, possibilita ao usuário capturar os dados de forma rápida e com um alto grau de resolução. Esta solução é muito utilizada na indústria de animação por computador para digitalizar modelos de barro. É uma técnica bastante precisa”, no entanto, ao comparar com outras técnicas, CMM’s apresenta maior resolução. Esta tecnologia é bastante idêntica à CMM, a única diferença encontra-se no controle operacional que deve ser feito por um operador, ilustrado na Figura 21. Assim como na tecnologia CMM’s, a desvantagem resulta-se em um processo muito lento.

Figura 21 - Scanner 3D, Braço Articulado



Fonte: PRINTIT3D, 2020.

### 2.3.2 Digitalização 3D sem Contato

A tecnologia de *scanner* sem contato é mais comum no mercado. Baseia-se em uma luz Laser que se projeta por meio de uma linha, ponto ou matriz, em torno do objeto alvo. Este, reflete a luz para o *scanner*, que analisa as informações recebidas. Os dados coletados são processados por *softwares* de computadores, a fim de otimizar a transformação em malhas (PRINTIT3D, 2020).

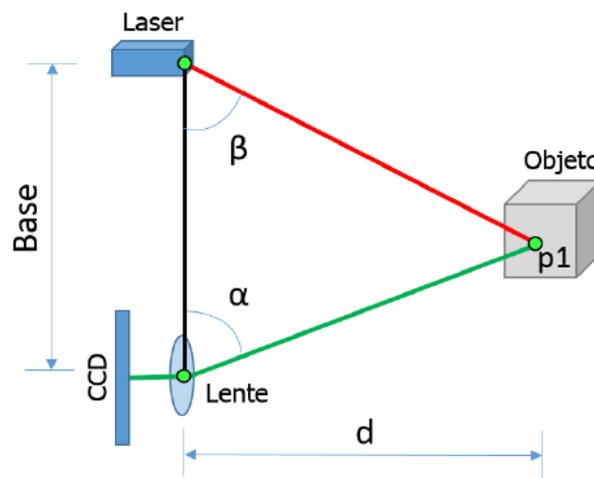
- **Triangulação a Laser**

Na triangulação a Laser, existe a projeção de uma luz a Laser, que pode variar entre um ponto ou uma linha, sobre a o objeto alvo da digitalização. O Laser, a câmara CCD e o emissor Laser formam um triângulo entre si, por isso o nome da técnica. Nesse triângulo, um dos comprimentos, bem como o ângulo entre o emissor e a base, é conhecido, e funciona como referência para o cálculo das demais coordenadas, conforme ilustrado na Figura 22. (JÚNIOR; WANGENHEIM; SOBIERANSKI, 2017).

Segundo SOUSA (2015), “Este tipo de scanners geralmente oferecem uma elevada resolução (inferior a 0,1 mm) a curtas distâncias. São capazes de obter os dados a grandes velocidades (superiores a 100.000 pontos por segundo), sendo um excelente método de aquisição de imagens tridimensionais de alta precisão, como por exemplo artefatos históricos e

detalhes arquitetônicos. A desvantagem desta técnica baseia-se no facto da enorme dependência dos níveis de luminosidade que devem situar-se dentro de uma faixa muito específica. Outra limitação destes sistemas é a elevada dependência dos materiais da superfície que se pretende digitalizar. Se a superfície for muito brilhante ou refletiva sob condições adversas de luminosidade resulta em buracos no conjunto de dados.

Figura 22 - Método de Triangulação a Laser



Fonte: SOUSA, 2015.

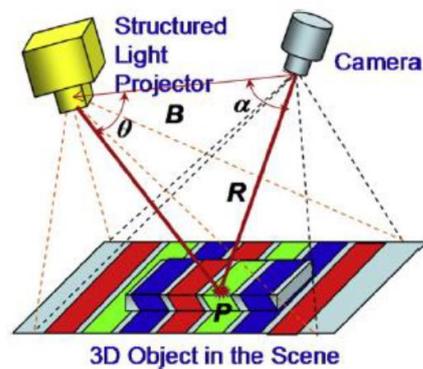
- **Luz Estruturada**

O método de luz estruturada, tem sua ideia como a projeção de um padrão em torno do objeto alvo, e a obstrução causada pelo objeto, vem a ser a informação extraída, semelhante ao que acontece no método de triangulação, só que sem utilizar o Laser. (SOUSA, 2015).

Na Figura 23, podemos observar a forma em que o projetor e a câmera se comportam em relação ao objeto. Segundo SOUSA (2015), “ O sistema de luz estruturada é projetado em torno de dois dispositivos eletrônicos muito comuns, um projetor e uma câmara. O projetor é utilizado para fazer a projeção de um específico padrão de luz pré-definido que cobre a totalidade ou parte da superfície do objeto. Este padrão pode ser um simples conjunto de listras de diversas cores ou um complexo padrão com curvas, codificado tanto em tempo como em espaço. Posteriormente, a cena é capturada por um detector de imagem digital, por exemplo uma câmara digital. A partir de uma imagem (ou uma sequência de imagens) adquirida pela câmara um código de listras pode ser extraído. A codificação pode ser feita usando um único

padrão ou temporariamente uma série de padrões variados que são projetados de forma sequencial na cena. Em seguida, a imagem é processada a fim de deduzir a geometria do objeto através das deformações do padrão na imagem digital. Na maioria dos casos a informação da profundidade é reconstruída por triangulação, a partir da posição relativa do par emissor-sensor”.

Figura 23 - Método de Luz Estruturada



Fonte: SOUSA, 2015.

Pode-se dizer que a principal dificuldade do método está na digitalização de objetos maiores, onde o sistema perde a precisão da leitura, além de exigir um maior nível computacional para interpretar os dados. Em contrapartida, para objetos menores, acaba tendo uma velocidade maior, pois foca em vários pontos de digitalização ao mesmo tempo e reduz a distorção causada pelos movimentos (SOUSA, 2015).

- **Time-of-flight (TOF)**

No método *Time-of-flight* (tempo de voo), também é adotado um padrão de luz que é emitido e depois captado por sensores e componentes eletrônicos de alta precisão. Seu funcionamento é semelhante a ideia dos radares. Segundo SIMAS e GOMES (2014), “a luz viaja aproximadamente a 300.000 km/s, para se distinguir 1mm, é necessário distinguir um sinal de 3,33 picossegundos. Tais dispositivos podem capturar até milhares de pontos a cada segundo, tornando o escaneamento de uma superfície ou mesmo de um ambiente, um processo muito rápido”.

- **Sistema Fotométrico**

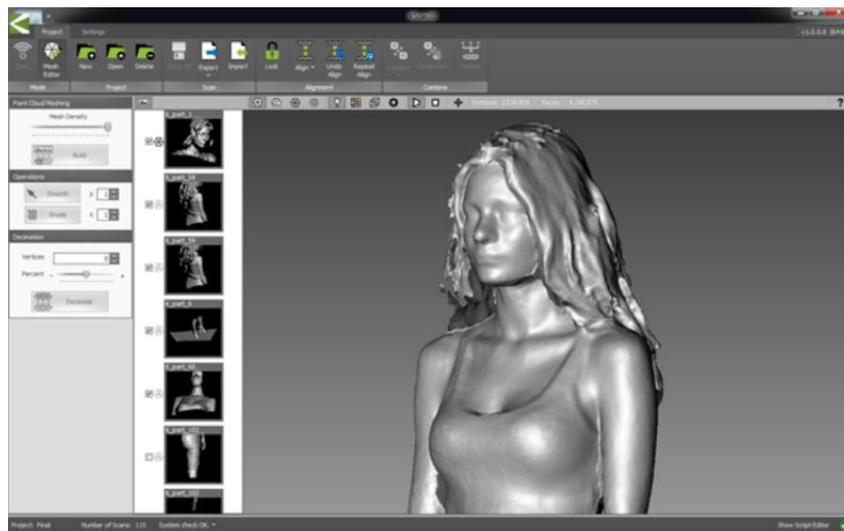
O sistema fotométrico, é composto de apenas uma câmera, que captura várias imagens do mesmo ponto, porém com ângulos e iluminação diferentes. Devido a isso, tem melhor captação da textura do objeto, o que ajuda a corrigir falhas na malha (SOUSA, 2015).

Segundo Sousa (2015), “Esta técnica é utilizada para recuperar a forma de um objeto a partir de uma série de imagens tiradas em diferentes condições de iluminação. A forma da superfície do objeto é definida por um mapa de gradiente, o qual é constituído por uma matriz de normais da superfície (*surface normals*). Cada normal define a orientação de cada ponto da superfície”.

Construir modelos 3D pelo método de dados fotométricos, necessita integração no mapa de gradiente para resultar na altura do mapa. Esta, também conhecida como profundidade, define a altura relativa para cada parte da superfície, sendo que os maiores valores representam as superfícies mais próximas da câmara no momento de captura. Para fazer esta integração existem duas técnicas que podem ser usadas para produzir um modelo 3D, sendo estas técnicas locais ou globais. Por outro lado, as técnicas globais integram o mapa de gradiente como um todo, usando múltiplas verificações, a fim de reconstruir a totalidade da superfície. Para este tipo de sistemas, a integração global é geralmente empregue devido ao elevado ruído presente nas imagens de computador. As sombras podem ocorrer quando as fontes de luz não são capazes de atingir toda a superfície do objeto, muitas vezes causadas por saliências da peça alvo. Não importa o quão cuidadoso é feito o arranjo das fontes de luz, as sombras são um fenômeno quase inevitável, especialmente em objetos com geometrias complexas. Isto pode resultar na perda de dados ou erro no cálculo das normais da superfície (SOUSA, 2015).

Na Figura 24, é mostrada uma série de captura de imagens, computadas no software *KScan3D*. Essas imagens são processadas e geram o modelo 3D com a textura semelhante ao modelo real.

Figura 24 - Método fotométrico aplicado no software KScan3D



Fonte: GEO WEEK NEWS, 2012.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS (OU METODOLOGIA)

Nesse capítulo, são apresentados os processos de desenvolvimento e materiais envolvidos na fabricação do produto final. Juntamente, as dificuldades encontradas para isto.

O projeto foi dividido em duas etapas, que são:

**a) Geração do arquivo 3D a partir de um Scanner**

**b) Fatiamiento e impressão do arquivo.**

A primeira etapa, foca na obtenção de um arquivo STereoLithography (STL) usando uma tecnologia de scanner 3D de fácil acesso e baixo custo. Na segunda etapa, esse arquivo em formato STL, deve ser trabalhado e preparado para impressão 3D.

#### 3.1 GERAÇÃO DO ARQUIVO 3D A PARTIR DE UM SCANNER

Visando o baixo custo para fabricação da prótese, foi escolhido o Kinect Sensor, do vídeo game XBOX 360. Pode ser visto na Tabela 2, que esse componente além de ter um custo reduzido em comparação a outros scanners, é fácil de encontrar no mercado e pode ser adaptado ao método de luz estruturada. Dessa forma, o arquivo terá uma resolução razoável.

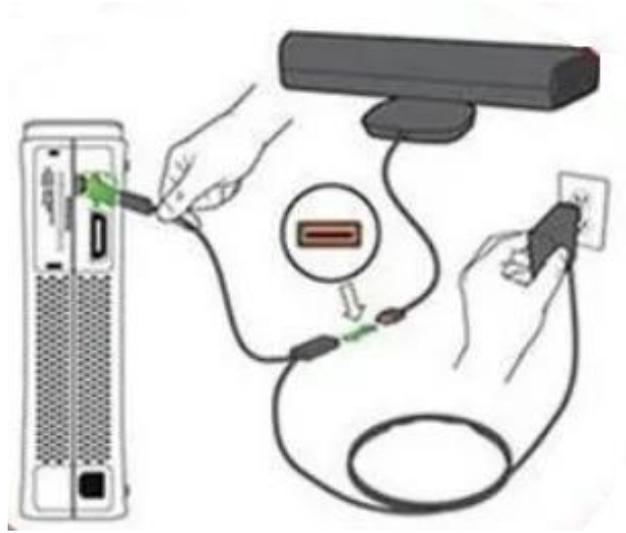
Tabela 2 - Comparação de Preços dos Scanners 3D mais acessíveis

<b>Comparação de Preço de Scanners 3D</b>			
<b>Produto</b>	<b>Precisão</b>	<b>Tecnologia</b>	<b>Preço</b>
<b>Kinect Xbox 360</b>	N/D	Luz Estruturada	\$20,00
<b>Scanner Phiz 3D</b>	Até 0,2mm	Triangulação a Laser	\$379,00
<b>Structure Sensor Mark II</b>	N/D	Luz Estruturada	\$599,00
<b>HP Z 3D Câmera</b>	2 a 5mm	Slam Fusion	\$599,00
<b>Scan Dimension SOL</b>	Até 0,1mm	Triangulação a Laser	\$699,00
<b>CR-Scan 01 3D</b>	0,1mm	Luz Estruturada	\$700,00
<b>Scanner Matter and Form V2</b>	Até 0,1mm	Triangulação a Laser	\$749,00

Fonte: ALL3DP, 2021.

Com a definição do scanner a ser utilizado no projeto, a próxima etapa será o estudo de como utilizar esse equipamento. O *Kinect* para ser ligado diretamente no computador, necessita de uma fonte com adaptador, onde o cabo do *Kinect* terá uma saída para alimentação 110/220V para ligar na rede elétrica e a outra USB para ligar no computador e fazer a transferência de dados, conforme pode ser observado na Figura 25, pois o cabo original do equipamento só tem uma conexão USB que é feita diretamente no videogame.

Figura 25 - Esquema de Ligação do Adaptador do *Kinect*



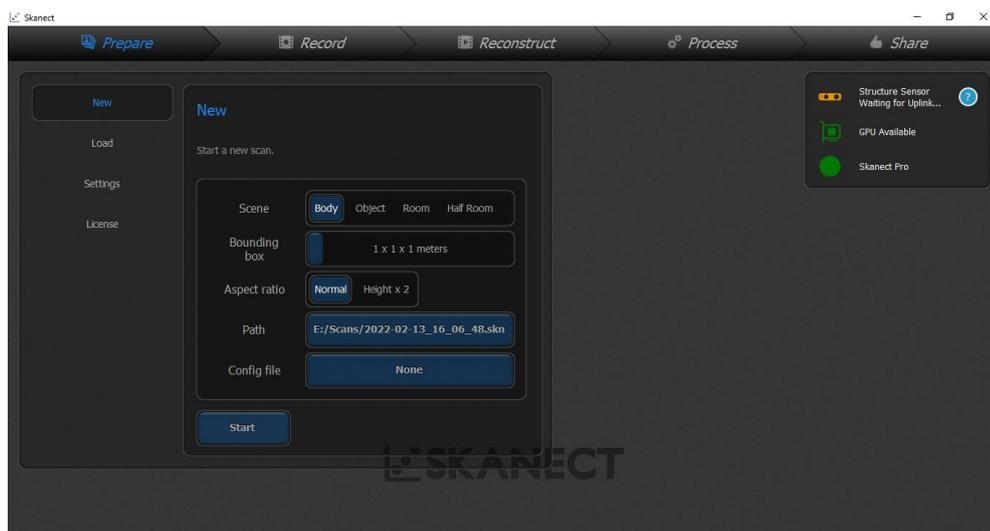
Fonte: TECHTUDO, 2011

Com o equipamento devidamente instalado, o próximo passo é testar a comunicação com o computador. Para isso, foi necessário instalar alguns softwares e *drivers*:

- ***Kinect for Windows SDK v1.8***: É um software disponibilizado pela Microsoft, que possui ferramentas e recursos para desenvolvimento de aplicativos que utilizem o *Kinect* (MICROSOFT, 2021);
- ***OpenNI 2***: Software que faz a comunicação de sensores de profundidade compatíveis com *PrimeSense*. Ele permite que um aplicativo do computador inicialize um sensor e receba fluxos de vídeo de profundidade, RGB e IR do dispositivo. Ele fornece uma única interface unificada para gravações criadas com sensores (STRUCTURE, 2017);
- **NITE 2.2**: Pacote de *Drivers* para comunicação;
- **SKANECT**: Software que transforma as imagens e cenas do sensor de profundidade em malhas 3D e posteriormente em um arquivo para impressão 3D.

Feita a instalação dos softwares, a comunicação vai ser testada através do programa *Skaneect*. Indicada por um ícone verde em formato de *Kinect*, no canto superior direito da tela do programa, conforme é mostrado na Figura 26.

Figura 26 - Tela inicial do *Skaneect*



Fonte: Imagem do Autor

Com o *Skaneect* em perfeita comunicação com o *Kinect Scanner*, restam os ajustes de parâmetros iniciais, tais como: tipo de objeto a ser scaneado, quadro de captura de imagem, velocidade de captação e local de armazenamento do arquivo. Outro fator que impacta na qualidade final, é o ambiente e a luz do local em que a captura será feita. Neste projeto em primeiro teste, foi feito em uma sala ampla, mas sem iluminação focalizada.

Para a produção de uma prótese 100% funcional, usando o método desse trabalho, seria preciso um usuário com a perna amputada. Como isso não foi possível devido a necessidade de regulamentação junto a ANVISA, foi escolhido replicar em espelho a perna de uma pessoa com tamanhos reais. Dessa forma, em situação em que fosse feito o scanner de uma perna amputada, o encaixe da prótese poderia ser adaptável ao membro amputado (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2019).

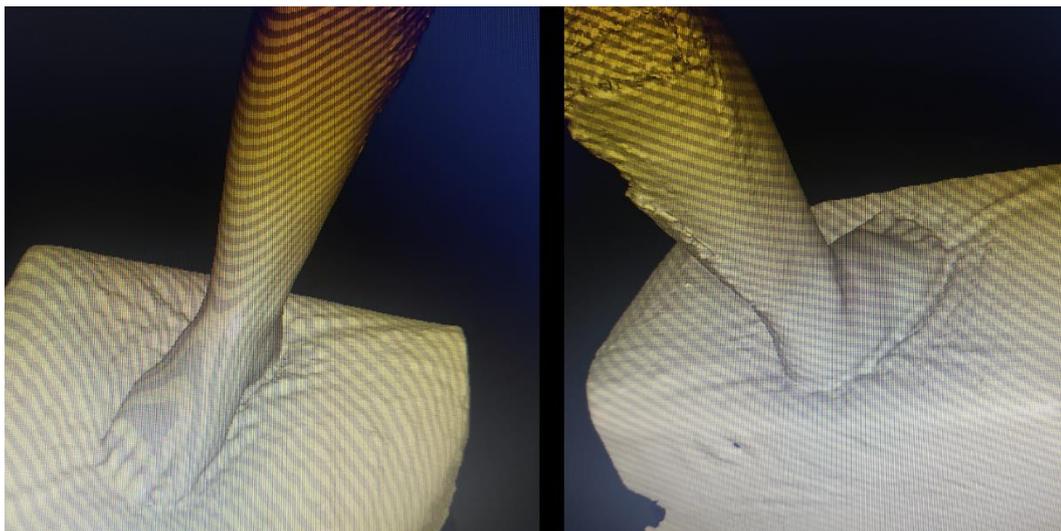
Foi então, feita a captura da região abaixo do joelho de uma pessoa adulta, conforme observado na Figura 27. A leitura é feita de forma que o operador deve rotacionar lentamente o *Kinect* em torno do objeto alvo, de forma que todos os ângulos sejam capturados. O programa *Skaneect* faz a interpretação das imagens e gera um arquivo de malha 3D conforme podemos ver na Figura 28.

Figura 27 - Modelo Ortopédico



Fonte: Imagem do Autor

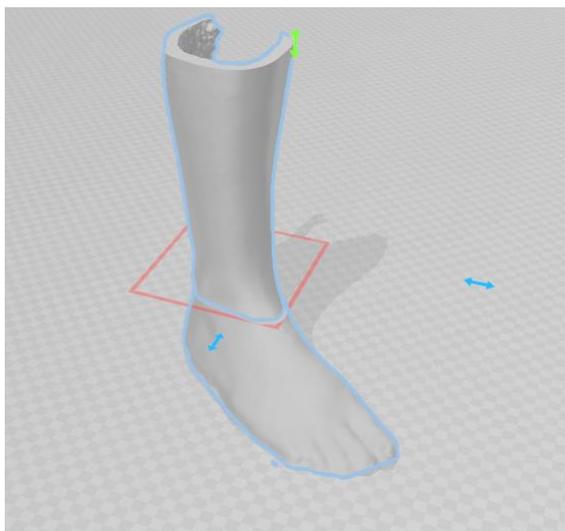
Figura 28 - Modelo Scanneado



Fonte: Imagem do Autor

Ainda no programa *Skaneect*, a limpeza do arquivo é feita usando os parâmetros disponibilizados pelo software. O programa fornece opções para mesclar geometrias com imperfeições, suavizar o modelo, remover partes indesejadas, adição de cor ao modelo entre outras funções. Após a execução dos parâmetros de tratativa de arquivo, o arquivo da prótese ortopédica ficou como ilustrado na Figura 29.

Figura 29 - Arquivo gerado



Fonte: Imagem do Autor

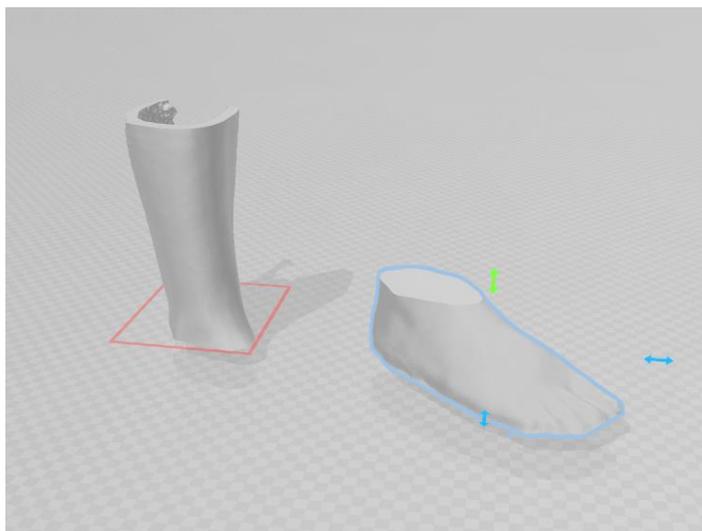
### 3.2 FATIAMENTO E IMPRESSÃO DO ARQUIVO

A segunda etapa do projeto, consiste em fazer a tratativa do arquivo gerado pelo software *Skaneect* e depois processá-lo em um software fatiador para impressora 3D. Por fim, com o arquivo pronto, a prótese será impressa.

A impressora 3D escolhida, foi a *Creality Ender 3*, da fabricante *Creality*. É uma impressora de código aberto, com baixo custo e precisão razoável, com dimensões de mesa de 220x220x250mm, velocidade de até 180mm/s, com a precisão de até 0,1mm. É compatível com os materiais ABS, TPU e PLA. Sendo este último o material escolhido para a impressão da prótese (CREALITY, 2020).

Ainda no software *Skaneect*, o arquivo será exportado com a extensão STL e posteriormente aberto no *Microsoft 3D Builder*, que é um editor de arquivos 3D do *Windows 10*. Com esse editor, o modelo será centralizado e rotacionado a fim de obter uma melhor posição considerando a mesa da impressora 3D e também espelhado. Após isso, será feita a divisão em dois arquivos separados. Conforme mostrado na Figura 30, foi criado um arquivo para a região do pé e outro para a canela, visando a otimização da área de impressão e também uma possível articulação feita na prótese.

Figura 30 - Criação de dois arquivos



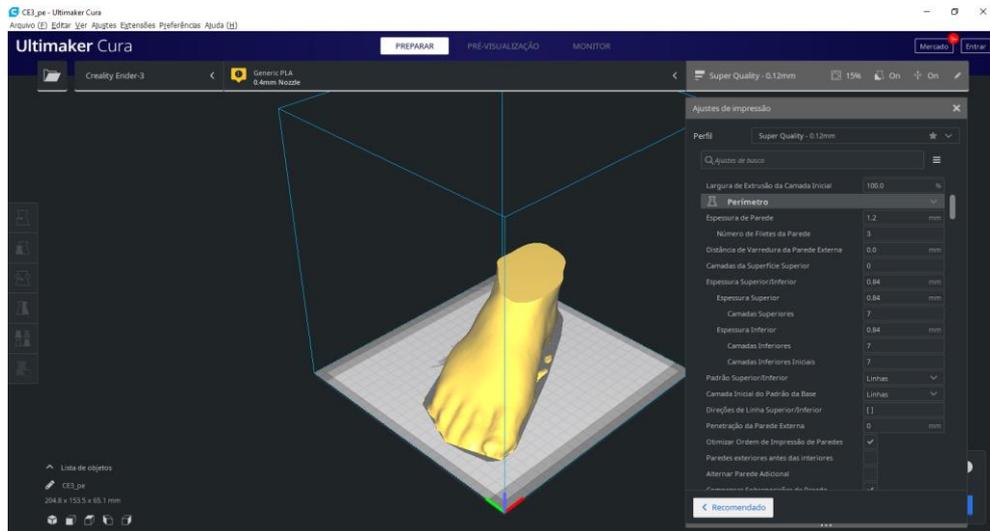
Fonte: Imagem do Autor

Os dois arquivos, salvos com o formato STL, vão ser importados num software denominado “software fatiador”, que fará a tratativa da parte de impressão 3D. O software escolhido, foi o *Cura3D*.

No software fatiador, existem diversos parâmetros que se alterados, vão impactar na fabricação da peça 3D. Como a peça em questão é uma prótese, vista na Figura 31, e ela sofrerá forças de compressão, é necessário que a peça seja resistente, porém não precisa ser 100% maciça. Em percentuais mais altos de densidade de preenchimento, a reação da estrutura em relação as forças acabam não tendo uma diferença tão gritante, podendo ser compensada com outros parâmetros de melhoria construtiva. O aumento da espessura da parede do objeto ajuda bastante a compensar a diminuição da densidade do preenchimento (HONDA; SANTOS, 2021).

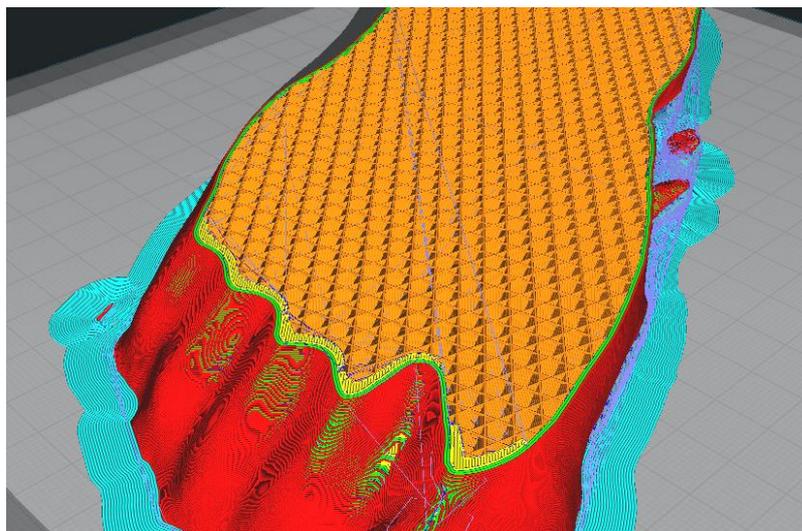
Utilizando o software Cura3D, foi definido o preenchimento com 60% de densidade e padrão interno sextavado (*honeycomb*), e triplicado o número de filetes da parede, como visto na Figura 32. Além disso, foi diminuída a velocidade de impressão em 20% em comparação ao normal para o material PLA (65mm/s), para que o material permaneça mais tempo aquecido, melhorando a fusão das camadas (3DLAB, 2020).

Figura 31 - Parâmetros do Software Cura3D



Fonte: Imagem do Autor

Figura 32 – Preenchimento



Fonte: Imagem do Autor

Devido a divisão do modelo, não foi preciso utilizar suportes de apoio nesse caso, o que resultou em uma economia de material considerável. A velocidade de deposição de material e movimentação do cabeçote foi diminuída, melhorou a qualidade de impressão e resistência das camadas, porém aumentou o tempo de impressão. Os parâmetros de refrigeração e temperatura, ficaram ajustados conforme o material PLA.

Com os parâmetros ajustados, agora foi feito o nivelamento da mesa e iniciada a impressão. Após 2 dias e 16 horas de impressão, a primeira parte da prótese foi impressa, vista

na Figura 33. E com mais 2 dias e 15 horas, a segunda parte também foi impressa, conforme Figura 34.

Figura 33 - Peça finalizada



Fonte: Imagem do Autor

Figura 34 - Montagem da Segunda parte da prótese



Fonte: Imagem do Autor

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Através da pesquisa de nível teórico, ficou claro que juntamente com a modernidade da sociedade e o expoente crescimento populacional, acidentes e doenças que afetam membros do corpo crescem proporcionalmente com a população. A falta de membros, em especial os membros inferiores, interfere drasticamente nas atividades do dia a dia de uma pessoa, pois existe uma necessidade básica de locomoção.

As novas tecnologias presentes hoje no mercado, auxiliam nas mais diversas áreas, e no caso da medicina não é diferente. A criação de membros artificiais, próteses, órteses, ferramentas, sem dúvida vem melhorando a qualidade dos procedimentos médicos na atualidade.

Este estudo, teve o foco no uso das tecnologias de scanner e manufatura aditiva para auxiliar pessoas de baixa renda, que tem necessidade de utilização de prótese de membro inferior. O problema central, que pode ser definido como: Formas em que a as novas tecnologias de manufatura aditiva podem contribuir com o desenvolvimento de componentes ortopédicos de baixo custo, resultou nos seguintes objetivos:

- Breve discussão sobre próteses ortopédicas;
- Pesquisa sobre impressoras 3D;
- Pesquisa sobre materiais de impressora 3D e suas aplicações na medicina;
- Estudo sobre a funcionalidade mecânica das próteses;
- Modelagem de protótipo da prótese utilizando software CAD e scanner 3D;
- Impressão da prótese;
- Testes;
- Validações.

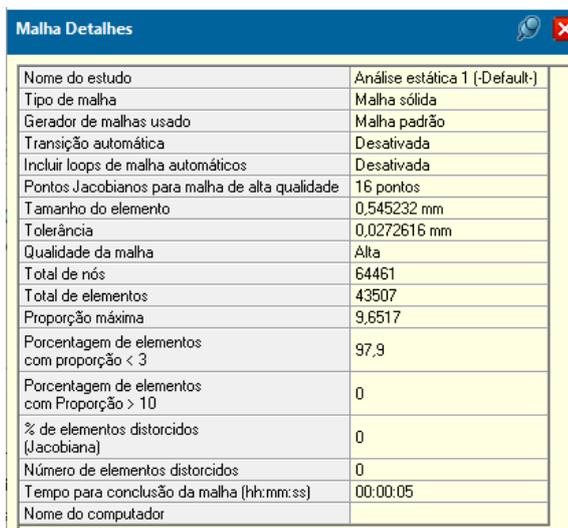
Com a pesquisa em cima das próteses ortopédicas concluída, foi definido o tipo de prótese a ser usado como modelo da pesquisa. Também foi necessário entender, se o modelo de manufatura aditiva escolhido, no caso a impressão 3D, atende a necessidade de fabricação da prótese. No caso desta pesquisa, atendeu os requisitos necessários para a produção, visto que material e maquinário utilizados estão de acordo com a pesquisa.

Para a realização da modelagem, um dos principais pontos também foi definido com base em pesquisas, que seria a tecnologia de scanner para facilitar e melhorar a qualidade do modelo 3D. A metodologia utilizada para a criação desse arquivo, atendeu o objetivo esperado,

pois com o scanner, foi possível criar um objeto muito semelhante ao objeto real, sem necessidade de horas de modelamento 3D e também sem muita prática na área.

Ainda no quesito da criação do arquivo, foi possível com o arquivo modelado, realizar simulações, para saber se a prótese irá atender a carga de peso apoiada sobre ela. Pois neste estudo, não seria seguro a participação de um deficiente físico, por se tratar de uma primeira experiência que poderia expor a pessoa a algum risco caso a prótese falhasse. Utilizando o módulo de simulação de elementos finitos, do software *Solidworks*, foi possível criar uma malha de sobre a geometria da prótese, onde os dados podem ser vistos na Figura 35, e aplicar uma carga teórica sobre a prótese. Nas Figuras 36 e 37, podemos observar a reação da prótese a uma carga estática de aproximadamente 80kg, fica claro que a tensão, com ponto máximo de aproximadamente 34 MPa e a deformação, que tem o limite ESTRN de 0,06043mm, estão longe de danificá-la e vir a provocar um acidente. E a Figura 38 apresenta a plotagem do Fator de Segurança, onde a região de cores quentes representam o mínimo (1,155) as frias o máximo (4,616) em uma escala de 0 a 5.

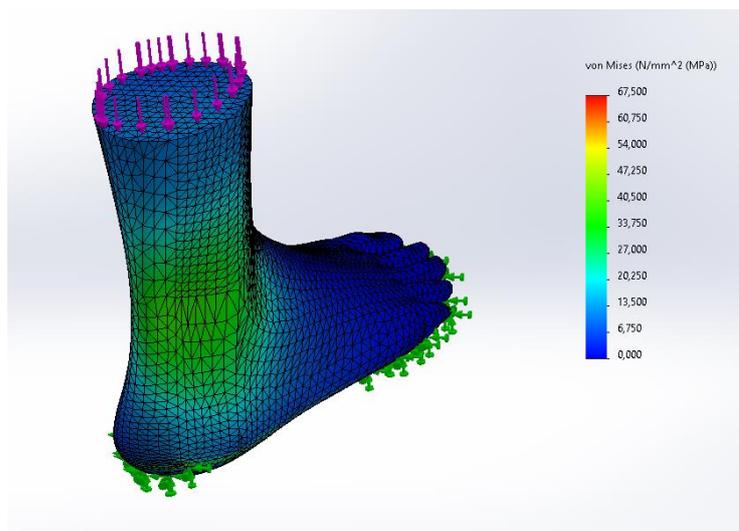
Figura 35 - Resultados da Malha para Simulação de Elementos Finitos



Malha Detalhes	
Nome do estudo	Análise estática 1 (-Default-)
Tipo de malha	Malha sólida
Gerador de malhas usado	Malha padrão
Transição automática	Desativada
Incluir loops de malha automáticos	Desativada
Pontos Jacobianos para malha de alta qualidade	16 pontos
Tamanho do elemento	0,545232 mm
Tolerância	0,0272616 mm
Qualidade da malha	Alta
Total de nós	64461
Total de elementos	43507
Proporção máxima	9,6517
Porcentagem de elementos com proporção < 3	97,9
Porcentagem de elementos com Proporção > 10	0
% de elementos distorcidos (Jacobiana)	0
Número de elementos distorcidos	0
Tempo para conclusão da malha (hh:mm:ss)	00:00:05
Nome do computador	

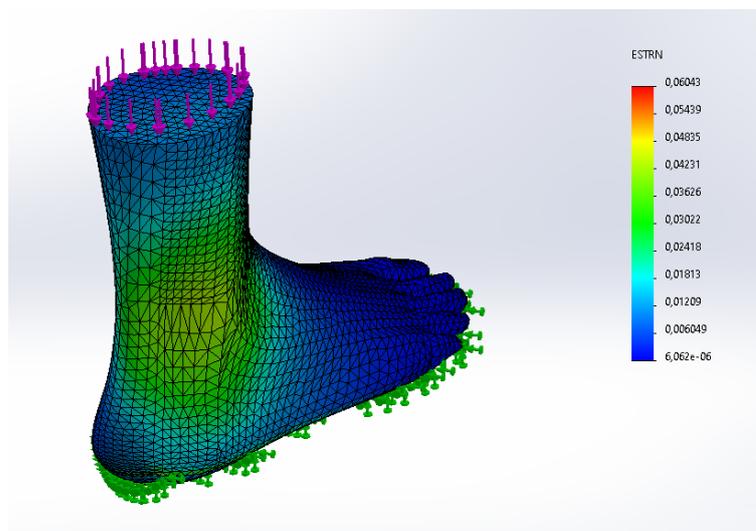
Fonte: Imagem do Autor

Figura 36 - Simulação de Elementos Finitos com Resultados de Tensão



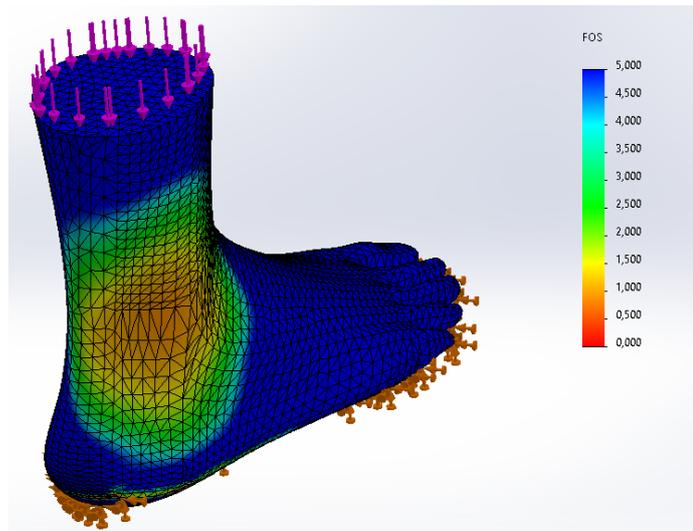
Fonte: Imagem do Autor

Figura 37 - Simulação de Elementos Finitos com Resultados de Deformação



Fonte: Imagem do Autor

Figura 38 - Simulação de Elementos Finitos com Resultados de Fator de Segurança



Fonte: Imagem do Autor

Com o arquivo finalizado, foi feita a impressão da prótese numa impressora *Creality Ender 3*, que se trata de uma impressora 3D aberta, portanto restringe o material a ser utilizado, em PLA e PETG, pois o ABS, que seria a terceira opção, reage a pequenas variações de temperatura, fazendo com que necessite de um ambiente enclausurado para ser aplicado. Com as pesquisas feitas em cima do material, o PLA foi o escolhido.

A impressão, ficou dividida em duas partes, para facilitar a não utilização de suportes e conseqüentemente reduzir custos de materiais, a primeira parte (inferior) demorou cerca de 2 dias e 16 horas para ser impressa, gastou 495g de material, e custou cerca de R\$59,39. Já a segunda foi impressa em 2 dias e 15 horas, utilizando 392g de material, com um custo de aproximadamente R\$46,98.

Devido a não ser um experimento que envolva um paciente real com deficiência, a prótese não pode ser testada em condições de locomoção. É evidente que necessita de uma articulação para que o movimento seja correto. Porém, o foco da pesquisa está em utilizar ferramentas baratas de manufatura aditiva, e a escolha do scanner e a impressão 3D funcionaram como o previsto, já que foi criada uma cópia de um membro inferior de uma pessoa de forma fácil e similar ao real, com um custo muito baixo e resistência razoável. Essa metodologia pode ainda, ser útil na fabricação de órteses, substituindo por exemplo o gesso que é aplicado em membros com fratura, e fora da área da medicina, aplicada em diversos ramos, para a cópia de objeto com geometrias complexas.

## 5 CONCLUSÃO

É evidente que houve êxito na conclusão do projeto. O embasamento obtido através das pesquisas em torno de próteses, impressoras 3D e seus materiais, foram essenciais para a definição da metodologia aplicada. A modelagem funcionou como o esperado, e com os menores recursos possíveis. Esta, serviu para as definições finais de impressão, através de validações de esforços feitos por simulação computacional. O custo da impressão, bem como o tempo e material gasto, atenderam o esperado, o que mostrou o potencial dessas ferramentas para uso em diversos ramos. Os testes, não foram feitos na prática, somente por meios computacionais, portanto é algo que ainda pode ser levado mais adiante, em aplicações reais, o que não ofusca o fato de que as ferramentas usadas funcionaram conforme o esperado.

Para trabalhos futuros, alguns pontos foram levantados:

- Utilizar outros meios de scanner (celulares, modos fotométricos, etc.) a fim de obter uma melhor resolução;
- Aplicar modelamento 3D em cima do arquivo gerado (criar articulações na prótese por exemplo), para otimizar a prótese, deixando-a mais funcional.
- Realizar testes práticos de reações as forças com variações de materiais.

## REFERÊNCIAS

- 3DLAB, **Como funciona uma impressora 3D FDM?** Disponível em: <<https://3dlab.com.br/afinal-como-funciona-uma-impressora-3d-fdm/>>. Acesso em: 20 jun. 2021.
- 3DLAB. **Conheça as propriedades técnicas dos materiais para impressora 3D.** Disponível em: <<https://3dlab.com.br/propriedades-dos-materiais-para-impressora-3d/>>. Acesso em: 20 jun. 2021.
- 3DLAB, **Primeira impressora 3D do mundo: conheça a história!** Disponível em: <<https://3dlab.com.br/a-primeira-impressora-3d-do-mundo/>>. Acesso em: 20 jun. 2021.
- 3DLAB. **SCANNER 3D.** Disponível em: <<https://3dlab.com.br/scanner-3d/>>. Acesso em: 28 Ago. 2021.
- ARAÚJO, D. P. **Amputação Transtibial.** Projeto Pró-Reabilitação, 2011. Disponível em: <<https://proreabilitacao.com.br/papo-cafezinho/demetrio-praxedes-araujo/amputacao-transtibial>>. Acesso em 20 Ago. 2021.
- BIBLIOTECA VIRTUAL EM SAÚDE, **Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada**, 2014. Disponível em: <[https://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes\\_atencao\\_pessoa\\_amputada\\_2edicao](https://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada_2edicao)>. Acesso em 17 Ago. 2021.
- BRASKEM, **PARATLETISMO**, 2016. Disponível em: <<https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico>>. Acesso em: 27 jul. 2021.
- CANGEMI, José Marcelo. **Poliuretano: de travesseiros a preservativos, um polímero versátil**/ José Marcelo Cangemi, Antônia Maria dos Santos e Salvador Claro Neto. Revista Química Nova na Escola. vol. 31. Brasil. 2009.
- CARVALHO, J. A., **Amputações de Membros Inferiores: Em busca da Plena Reabilitação.** Editora Mnole, 2 ed., Brasil, 2003.
- CULTURAMIX, **A Evolução das Próteses Humanas**, 2018. Disponível em: <<https://www.culturamix.com/cultura/curiosidades/a-evolucao-das-protese-humanas/>>. Acesso em 05 Ago. 2021.
- FEENEY, William R. **JE Hanger e o Crescimento de uma Indústria.** Disponível em: <<https://www.civilwarmed.org/prosthetics2>>. Acesso em: 28 jul. 2021
- GANDRA, A. **A CADA HORA, 3 BRASILEIROS SOFREM AMPUTAÇÃO DE PERNAS OU PÉS.** Agencia Brasil, 2022. Disponível em: <<https://agenciabrasil.ebc.com.br/saude/noticia/2022-06/cada-hora-3-brasileiros-sofrem-amputacao-de-pernas-ou-pes/>>. Acesso em: 20, out. 2022.

GEOWEEKNEWS. **KScan3D: Professional-grade software to support Kinect**. Disponível em: <<https://www.geoweekevents.com/news/kscan3d-professional-grade-software-to-support-kinect>>. Acesso em 29 ago. 2021.

HONDA, Gabriel Masile; DOS SANTOS, Marcelo Otávio. **Aplicação de metodologia de preenchimento inteligente na manufatura aditiva por FFF de corpos de prova com validação estrutural através de ensaios mecânicos e simulação computacional por elementos finitos**. Escola de Engenharia de Mauá, 2021. Disponível em: <<https://maua.br/img/upload/honda-santospdf-1645645621.pdf>>. Acesso em 10 Dez. 2022.

IND4.0, **Uso comercial e industrial da impressão 3D deve crescer em 2021**. Disponível em: <<https://www.industria40.ind.br/noticias/20466-uso-comercial-e-industrial-da-impressao-3d-deve-crescer-em-2021-diz-estudo>>. Acesso em: 22 jun. 2021.

JÚNIOR, P. C. P.; WANGENHEIM, A. V.; SOBIERANSKI, A. C. **Scanner 3D de Baixo Custo Utilizando Marcadores Artificiais**. Universidade Federal de Santa Catarina, 2017. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/publication/320595774>>. Acesso em 28 Ago. 2021.

KUHN, P. **As Amputações de Membro Inferior e Suas Próteses**. São Paulo: Lemos, 1997.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Resolução – RDC N° 305, de 24 de Setembro de 2019**. Disponível em: <<https://in.gov.br/web/dou/-/resolucao-rdc-n-305-de-24-de-setembro-de-2019-218018815>>. Acesso em: 10 Dez. 2022

NORTON, Kim M. 2007. “A Brief History of Prosthetics.”

OPTAPLAST. **PETG**. Disponível em: <<https://www.optaplast.com.br/petg/>>. Acesso em: 04 set. 2021.

PASSO FIRME, **Quem Segura Esse Cara**, 2012. Disponível em: <<https://passofirme.wordpress.com/2012/07/31/quem-segura-esse-cara/>>. Acesso em: 05 Ago. 2021.

PORTELA, Sérgio. **42 termos que você precisa conhecer no Glossário de Impressão 3D!** Disponível em: <<https://3dlab.com.br/glossario-de-impressao-3d/>>. Acesso em: 08 jul. 2021.

PRINTIT3D. **O que é Scanner 3D? Tipos de Scanner 3D e a sua aplicação**. Disponível em: <<https://www.printit3d.com.br/post/o-que-%C3%A9-scanner-3d-tipos-de-scanner-3d-e-a-sua-aplicacao-%C3%A7%C3%A3o>>. Acesso em 29 ago. 2021.

QUEIROZ, W. F. d. **Desenvolvimento de métodos construtivos e de novos materiais empregados na confecção de cartuchos de próteses de membros inferiores**. Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2008. Disponível em: <<https://repositorio.ufrn.br/handle/123456789/15555>>. Acesso em 20 Ago. 2021.

RINCÓN, Lasprilla; ASTRID, Juliana. **Síntese do poliácido láctico a partir do ácido láctico para aplicação biomédica**. 2011. 138 p. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de

Campinas, Faculdade de Engenharia Química, Campinas, SP. Disponível em:  
<<http://www.repositorio.unicamp.br/handle/REPOSIP/266836>>. Acesso em: 27 ago. 2021.

Sem autor: **PRÓTESES EGÍPCIAS SÃO AS MAIS ANTIGAS JÁ ENCONTRADAS.**  
Veja, 2016. Disponível em: <<https://veja.abril.com.br/ciencia/proteses-egipcias-sao-as-mais-antigas-ja-encontradas/>>. Acesso em: 09, jul. e 2021.

SIMAS, A. G.; GOMES, D. **Scanner Tridimensional a Laser.** Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014. Disponível em:  
<<http://repositorio.roca.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/3973/1/>>. Acesso em 28 ago. 2021.

ZURICH. **Conheça mais: Acrilonitrila butadieno estireno (ABS).** Disponível em:  
<<https://www.injecaoedepasticos.com.br/conheca-mais-acrilonitrila-butadieno-estireno-abs/>>. Acesso em: 04 set. 2021.