

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DO MARANHÃO**

**CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS**

**CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**ÁDIRA SAFFIRA DA SILVA E SILVA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM ADAPTADOR  
CONECTOR DE PROTESES DE MEMBROS  
INFERIORES UTILIZANDO IMPRESSÃO  
TRIDIMENSIONAL**

**São Luís**

**2019**

**ÁDIRA SAFFIRA DA SILVA E SILVA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM ADAPTADOR  
CONECTOR DE PROTESES DE MEMBROS  
INFERIORES UTILIZANDO IMPRESSÃO  
TRIDIMENSIONAL**

Monografia apresentada junto ao curso de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual do Maranhão - UEMA, para obtenção de grau de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Me. Denner Robert Rodrigues Guilhon

**São Luís  
2019**

Silva, Ádira Saffira.

DESENVOLVIMENTO DE UM ADAPTADOR CONECTOR DE PROTESES DE MEMBROS INFERIORES UTILIZANDO IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL/ Ádira Saffira da Silva e Silva. – São Luís, 2019

38 f.

Monografia (Graduação) – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual do Maranhão, 2019.

Orientador: Prof. Me. Denner Robert Rodrigues Guilhon

1.Impressão 3D 2.Taguchi 3.Adaptador 4.Prótese

CDU: 658.5:005.57

**Elaborado por Giselle Frazão Tavares- CRB 13/665**

**ÁDIRA SAFFIRA DA SILVA E SILVA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM ADAPTADOR  
CONECTOR DE PROTESES DE MEMBROS  
INFERIORES UTILIZANDO IMPRESSÃO  
TRIDIMENSIONAL**

Monografia apresentada junto ao curso de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual do Maranhão - UEMA, para obtenção de grau de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Aprovado em: 06 de dezembro de 2019

BANCA EXAMINADORA

---

**Prof. Me. Denner Robert Rodrigues Guilhon**  
(Orientador - UEMA)

---

**Prof. Mc. Flávio Nunes Pereira**  
(1º Membro)

---

**Prof. Dr. Adilto Pereira Andrade Cunha**  
(2º Membro)

**São Luís**  
**2019**

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, por sempre iluminar o meu caminho, ser meu guia e por ser imprescindível em minha vida. A minha família, por sempre acreditar e investir todos os esforços em mim. A minha mãe, Maria Goreti, por seu amor, seu exemplo de mulher batalhadora que foram para mim, em alguns momentos, a esperança para seguir. A minha irmã Luna Mayra, a quem sempre foi minha referência de dedicação aos estudos, quem sempre significou para mim, segurança e certeza de que não estou sozinha nesta caminhada. Por fim, ao meu amigo, professor e orientador Denner Robert Rodrigues Guilhon, por mais do que repassar conteúdos e orientar, ser um verdadeiro amigo, irmão, perseverante e dedicado a me orientar. Você sempre terá minha eterna gratidão, este trabalho não é meu, é nosso.

## AGRADECIMENTOS

Quero agradecer, em primeiro lugar a Deus, pela força e perseverança durante toda essa longa jornada. A minha mãe, Maria Goreti, por sempre estar presente, nos piores e meus melhores momentos, pela paciência, carinho e confiança. Por sempre incentivar e investir nos meus estudos. A minha irmã, Luna Mayra, por sempre com carinho e apoio, nunca medir esforços para que eu chegasse até esta etapa da minha vida.

A Matheus de Oliveira, mais que um amigo, meu companheiro, que me auxiliou na reta final da realização das simulações deste trabalho. Obrigada pelo carinho, paciência e por sua capacidade de me trazer paz na correria da vida. Ao meu orientador e amigo, Denner Robert Rodrigues Guilhon, pelas infinitas ajudas, textos traduzidos, orientação, seu grande desprendimento em me ajudar e pela amizade sincera que levarei para o resto da minha vida.

À família, que construí na Universidade através da empresa Junior - Ágora Engenharia, por todo o apoio, ensino e as várias mensagens de motivação e perseverança para que eu pudesse chegar até aqui. Aos meus amigos da turma 2015.1, agradecer por todas as tristezas, alegrias e aflições compartilhados. Com vocês, aprendi o real significado da perseverança e dedicação.

Aos amigos que fiz, em especial, ao Pablo e William Batista que foram essenciais para a construção deste trabalho. A vocês à minha eterna gratidão. Por fim, agradeço a todos os professores por me proporcionar o conhecimento não apenas racional, e sim por tanto que se dedicaram a mim, não somente por terem me ensinado, mas por terem me feito aprender. E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu sincero muito obrigada.

*“Não são nossas habilidades que  
revelam quem realmente somos.  
São as nossas escolhas.”  
(Alvo Dumbledore)*

## RESUMO

O elevado preço de adaptadores de próteses de membro inferior e a dificuldade para aquisição deste tipo de produto foi a motivação para o desenvolvimento de um protótipo de baixo custo utilizando impressão 3D. O material escolhido para esta pesquisa foi o poli tereftalato de etileno glicol (PETG) por ser um material completo, que se destaca de muitos outros, devido à sua flexibilidade, força, resistência à temperatura e impacto. O trabalho teve como objetivo avaliar através de simulações e ensaio mecânico de compressão as deformações máximas dos protótipos de adaptadores e identificar o melhor na relação de resistência mecânica. Os resultados obtidos pela simulação foram comparados com os resultados obtidos através de ensaios de compressão, conforme a distribuição ortogonal de Taguchi. Foi definido que o protótipo deveria estar em posição estática, suportando metade do peso (distribuição em duas pernas) de uma pessoa saudável de 60 kg, aproximadamente 300N. Para efeito de fator de segurança, preferiu-se tanto simular quanto realizar experimentos com forças de 300N, 1000N e 3000N. Além disso, foi imposto um limite máximo de deformação de 3 mm, sendo essa a dimensão média da diferença de comprimento entre as pernas de um indivíduo saudável. A deformação máxima encontrada foi de 0.6946 mm para a solicitação de 3000 N. Tal valor satisfaz o limite máximo de deformação de 3 mm para as cargas estipuladas e são indicadores da confiabilidade da utilização desse componente confeccionado por impressão 3D.

**Palavras-chave:** Impressão 3D, Taguchi, adaptador, Prótese.



## ABSTRACT

The high price of lower limb prosthesis adapters and the difficulty to purchase this type of product was the main motivation for the development of a low cost prototype using 3D printing. The material chosen for this research was polyethylene glycol terephthalate (PETG) since it is a complete material that stands out from many others due to its flexibility, strength, resistance to temperature and impact. The objective of this work was to evaluate, through simulations and mechanical compression tests, the maximum deformations of the prototype adapters and to identify the best in the mechanical strength relation. Simulation and compression tests results were compared, according to Taguchi orthogonal distribution. It was defined that the prototype should be in a static position, supporting half the weight of a healthy 60kg person (distribution between two legs), approximately 300N. For safety factor purposes, it was preferred both to simulate and to perform experiments with forces of 300N, 1000N and 3000N. In addition, a maximum deformation limit of 3mm was imposed, which is the average dimension of the length difference between the legs of a healthy individual. The maximum deformation found was 0.6946 mm for 3000N . This value meets the maximum deformation limit of 3mm for the stipulated loads and are indicators of the reliability of the use of this component made by 3D printing.

**Keywords:** 3D printing, Taguchi, adapter, prosthesis

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Amputados apos a Primeira Guerra Mundial. Fonte: (GALAN, 2018) . . . . .	5
Figura 2 – Amputação Transtibial. Fonte: (CASSIMIRO, 2014) . . . . .	6
Figura 3 – Exemplo de próteses e órteses. Fonte: (BRASIL, 2018) . . . . .	7
Figura 4 – Modelo de Prótese P.T.B. Fonte: (JOSé, 2010) . . . . .	7
Figura 5 – Aspecto de uma radiografia do pé em perfil. Fonte: (DAVIS, 2018) . . . . .	8
Figura 6 – Componentes de uma prótese transfemural. Fonte: (MATOS, 2015) . . . . .	8
Figura 7 – Conversão de CAD para STL. Fonte: (GROSS et al., 2014) . . . . .	9
Figura 8 – Deposição de material fundido sobre as camadas. Fonte: (BOA IMPRESSÃO 3D, 2017) . . . . .	10
Figura 9 – Representação de uma impressora 3D. Fonte: (AZEVEDO et al., 2013) . . . . .	10
Figura 10 – Representação dos arranjos ortogonais. Fonte: (CHAPLIN, 2018) . . . . .	13
Figura 11 – Formas de fraturas para ensaio de (a) Tração e (b) Compressão. Fonte: (ZOLIN, 2016) . . . . .	15
Figura 12 – (a) Modelo de adaptador para prótese de membro inferior vendido no mercado. Fonte: (ORTHOPÉDIQUE, 2015); (b) Modelo de adaptador similar ao encontrado no mercado, desenvolvido no software Inventor e impresso em 3D. Fonte: (MACEDO, 2017) . . . . .	16
Figura 13 – Filamento PETG para impressão. Fonte: (3DX, 2018). . . . .	17
Figura 14 – Padrão de Preenchimento Honeycomb, mais conhecido como favo de mel e considerado o mais resistente entre os padrões e Rectilinear que possibilita a peça altas densidades de preenchimento. Fonte: (SIMMONS, 2018). . . . .	18
Figura 15 – Impressora OMNIZY3D, RepRap de código aberto. . . . .	18
Figura 16 – Máquina de Tração Universal EMIC linha DL1000. (a) Adaptada para Ensaio de compressão, (b) Adaptada para Ensaio de Tração. . . . .	19
Figura 17 – (a) Modelo esquemático de adaptador para prótese de membro inferior modelado no software de modelagem 3D ANSYS SpaceClaim. (b) Esboço do modelo simulado, para evidenciar as duas entradas existentes, uma para o pé de prótese e o outro para o encaixe do <i>transfer</i> . . . . .	19
Figura 18 – Modelo de corpo de prova para Ensaio de Tração . . . . .	21
Figura 19 – Modelo de corpo de prova para teste de umidade . . . . .	21
Figura 20 – Simulação da deformação de um corpo maciço para a aplicação de 300N . . . . .	22
Figura 21 – Simulação da deformação de um corpo maciço para a aplicação de 1000N . . . . .	23
Figura 22 – Simulação da deformação de um corpo maciço para a aplicação de 3000N . . . . .	23
Figura 23 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 50% do volume para a aplicação de 300N . . . . .	24

Figura 24 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 50% do volume para a aplicação de 1000N . . . . .	25
Figura 25 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 50% do volume para a aplicação de 3000N . . . . .	26
Figura 26 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 70% do volume para a aplicação de 300N . . . . .	26
Figura 27 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 70% do volume para a aplicação de 1000N . . . . .	27
Figura 28 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 70% do volume para a aplicação de 3000N . . . . .	27
Figura 29 – Adaptadores após os ensaios de compressão . . . . .	28
Figura 30 – Gráfico de comparação dos resultados de deformação na simulação e no ensaio de compressão . . . . .	28
Figura 31 – Gráfico de Tensão x Deformação, onde o CP1 representa a configuração 111, CP2 a configuração 122, CP3 a configuração 212 e por fim o CP4 que representa a configuração 221 de acordo com o método ortogonal de Taguchi.	29
Figura 32 – Corpos de prova após o ensaio de tração. Corpos de prova 1 e 3 sem apresentar o total rompimento após o ensaio. . . . .	30
Figura 33 – Impacto de cada fator para alcançar a menor deformação possível sob a aplicação de 3000N de carga. O fator 1 e 2 do primeiro parâmetro corresponde, respectivamente, a 50% e 70%. O fator 2 segundo parâmetro corresponde, respectivamente, a Honeycomb e Rectlinear e por fim o terceiro parâmetro corresponde, respectivamente, a 2 e 3 camadas . . . . .	32

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Método Ortogonal de Taguchi . . . . .	13
Tabela 2 – Parâmetros de Impressão. . . . .	17
Tabela 3 – Configurações definidas pela Matriz Ortogonal . . . . .	20
Tabela 4 – Dimensões dos corpos de prova para teste de umidade . . . . .	21
Tabela 5 – Deformação média de cada configuração quando submetidas às cargas de 300N, 1000N e 3000N. . . . .	25
Tabela 6 – Média das Forças absorvidas ao atingir o de deformação de 4 mm. . . . .	29
Tabela 7 – Média dos resultados de tração para cada configuração. . . . .	30
Tabela 8 – Resultados de Absorção dos corpos de prova. . . . .	31
Tabela 9 – Tabela gerada pelo programa que apresenta a diferença (Delta) entre as razões( S/N). Sendo os fatores DP, PP e NC, respectivamente, Densidade de Preenchimento, Padrão de Preenchimento e Numero de Camadas. . . . .	31

## LISTA DE SIGLAS

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
PETG	Politereftalato de Etileno Glicol
PLA	Poliácido láctico
DP	Densidade de preenchimento
PP	Padrão de preenchimento
NC	Número de camadas
3D	Tridimensional

## SUMÁRIO

	<b>FOLHA DE APROVAÇÃO</b>	<b>iii</b>
	<b>DEDICATÓRIA</b>	<b>v</b>
	<b>AGRADECIMENTOS</b>	<b>vii</b>
	<b>EPIÍGRAFE</b>	<b>ix</b>
	<b>RESUMO</b>	<b>xi</b>
	<b>ABSTRACT</b>	<b>xiii</b>
	<b>LISTA DE ILUSTRAÇÕES</b>	<b>xv</b>
	<b>LISTA DE TABELAS</b>	<b>xix</b>
	<b>LISTA DE SIGLAS</b>	<b>xxi</b>
	<b>SUMÁRIO</b>	<b>xxiii</b>
<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b>	<b>3</b>
<b>2.1</b>	<b>Objetivos Gerais</b>	<b>3</b>
<b>2.2</b>	<b>Objetivos Específicos</b>	<b>3</b>
<b>3</b>	<b>JUSTIFICATIVA</b>	<b>4</b>
<b>4</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>5</b>
<b>4.1</b>	<b>Amputação</b>	<b>5</b>
<b>4.2</b>	<b>Próteses de Membros Inferiores</b>	<b>6</b>
<b>4.3</b>	<b>Impressão 3D</b>	<b>9</b>
<b>4.4</b>	<b>Metodologia de Taguchi</b>	<b>12</b>
<b>4.5</b>	<b>Ensaio Mecânicos</b>	<b>14</b>
<b>5</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>16</b>
<b>6</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>22</b>
<b>6.1</b>	<b>Simulação Computacional e Impressão 3D</b>	<b>22</b>
<b>6.2</b>	<b>Ensaio De Compressão</b>	<b>24</b>

<b>6.3</b>	<b>Ensaio De Tração . . . . .</b>	<b>28</b>
<b>6.4</b>	<b>Teste de Umidade . . . . .</b>	<b>29</b>
<b>6.5</b>	<b>Metodologia de Taguchi . . . . .</b>	<b>30</b>
<b>7</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS . . . . .</b>	<b>33</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>35</b>

# 1 INTRODUÇÃO

Segundo ROCHA (2019), por ano são realizadas cerca de 55 mil amputações no Brasil. Amputação consiste na retirada de um membro, total ou parcialmente, por meio de cirurgia ou trauma. A causa mais frequente de amputações é vascular (75% em membros inferiores), seguida por traumas (20% ) e tumores (5% ) (SABINO et al., 2013). Neste contexto, comunidades desfavorecidas economicamente tendem a possuir um maior número de pessoas que necessitam passar com esse tipo de procedimento, as quais apresentam baixas perspectivas de qualidade de vida e inclusão social (SAUDE, 2003).

No Brasil, não existe estatística precisa referente ao número de amputações realizadas por ano, porém calcula-se que 85% delas ocorrem em membros inferiores (MMII) (PAIVA et al., 2008). AVELAR (2012) comenta que uma das alterações físicas que acomete o amputado é o comprometimento da sua marcha. A marcha é o principal meio de locomoção e também uma atividade complexa devido a dependência de uma série de interações entre os dois membros inferiores e a massa total do corpo.

O indivíduo após a amputação sofre várias alterações, não somente físicas, mas também emocionais e socioeconômicas, sendo necessário a utilização de prótese (AVELAR, 2012). O uso de próteses oferece ao indivíduo uma imagem corporal normal, ajudando-o a melhorar sua qualidade de vida. Devido a essa necessidade, SILVA et al. (2014) alegam que o desenvolvimento de equipamentos para saúde está cada vez mais diversificado e customizado. Estes equipamentos, denominados como de Tecnologia Assistiva (TA), têm como objetivo permitir às pessoas com mobilidades reduzida e incapacidades uma maior funcionalidade no auxílio de atividades da vida diária.

Neste contexto, na área da medicina a fabricação aditiva se apresenta como uma solução econômica e viável devido a alta capacidade de personalização e baixo custo de fabricação. Segundo LOPES (2016), a impressão tridimensional (3D) consiste na elaboração de um modelo tridimensional digital, onde após a criação é executada a impressão através de uma máquina controlada por computador. Para o desenvolvimento de novos produtos, a impressão 3D é a melhor tecnologia visto que proporciona agilidade e flexibilidade ao testar quaisquer mudanças no modelo.

Os modelos produzidos por prototipagem rápida em engenharia biomédica são de grande utilidade tanto no ambiente educacional, quanto no apoio à atividade médica (SILVA, 2014). Segundo SILVA et al. (2019), o uso de próteses impressas tridimensionalmente em países de primeiro mundo já é uma prática corriqueira, onde mostra como a engenharia encaminha-se



atrelada à medicina avançada. Dentre as varias tecnologias utilizadas, a impressora 3D de mesa e código aberto RepRap se destaca devido ao seu menor custo de implantação e possibilidade de construção simples.

O alto custo de aquisição e a dificuldade para a obtenção de próteses pelo Sistema Único de Saúde (SUS), foi uma das motivações para a construção deste protótipo. Diante disso, este trabalho apresenta a metodologia para desenvolver um adaptador para tornozelo, sendo este item o responsável por fazer a conexão entre o pé de prótese e o componente tibial (que liga o tornozelo ao joelho) utilizando impressão em 3D.

Esse componente foi desenhado utilizando o plástico PETG, com o objetivo de analisar a resistência desse material à uma carga estática. Logo após foram estabelecidos parâmetros para manufatura através da metodologia de Taguchi. Os parâmetros foram escolhidos a partir da configuração da impressora 3D. Após as configurações serem definidas, foram realizados ensaios mecânicos para verificar a resistência estática e simular ao que ocorreria quando o componente fosse utilizado em uma prótese.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVOS GERAIS**

Este projeto tem como objetivo principal a construção de um adaptador conector de prótese de pé para amputados transfemurais ou transtibiais, que possa permitir ao amputado uma marcha mais próxima da natural e, assim, maior mobilidade.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Analisar as modelos e características anatômicas de adaptadores presente no mercado;
2. Definir geometria e material ideal para o desenvolvimento do protótipo;
3. Determinar parâmetros que serão avaliados nas simulações computacionais e implementar o protótipo;
4. Realizar simulações computacionais e analisar seus resultados.
5. Definir parâmetros para impressão e realizar a construção do protótipo
6. Realizar ensaios mecânico com o objetivo de propor melhorias ao sistema;
7. Analisar os resultados obtidos durante os testes finais e determinar a eficiência e viabilidade do modelo;

### **3 JUSTIFICATIVA**

Os maiores impeditivos para a aquisição de próteses são o custo devido a utilização de materiais caros e o método de produção. No caso de crianças, a constante necessidade de compra de novas próteses devido ao seu desenvolvimento agravado quando estas são de famílias de baixa renda, impossibilita o custeio tal próteses. Sendo assim, faz-se necessário o desenvolvimento de próteses de baixo custo e fácil confecção.

A confecção de próteses é normalmente constituída por módulos, podendo ter seus componentes produzidos em alumínio, aço ou titânio, entre outros materiais (SANTOS et al., 2011). A utilização da prototipagem rápida no âmbito da bioengenharia apenas cresceu, possibilitando assim o desenvolvimento de novas próteses.

A construção de próteses através da impressão 3D permitirá o fácil acesso ao material, baixo custo e a possibilidade de imprimir uma nova prótese de acordo com a necessidade de cada indivíduo. Por meio de estudos, simulações numéricas e ensaios mecânicos busca-se a validação e comprovação da eficiência de equipamentos protéticos.

## 4 REFERENCIAL TEÓRICO

### 4.1 AMPUTAÇÃO

A amputação é o mais antigo de todos os procedimentos cirúrgicos e consiste na retirada total ou parcial de um membro. O termo amputação vem do latim, que significa: *ambi* = ao redor de/em volta de; e *putatio* = podar/retirar (CARVALHO, 2003; CRENSHAW, 1997). De acordo com BOCCOLINI (1990), o número de amputados aumentou logo após as duas guerras mundiais, gerando um grande contingente de pessoas que necessitava de protetização (Figura 1).



Figura 1 – Amputados após a Primeira Guerra Mundial. Fonte: (GALAN, 2018)

Até os dias atuais, desenvolveram-se muitos componentes pré-fabricados e padronizados, possibilitando uma reabilitação funcional satisfatória. A reabilitação tem por objetivo reintegrar fisicamente o indivíduo, tanto de forma psicológica, quanto na utilização de equipamentos externos, no caso a prótese.

Estudos apresentam que a tendência de amputações é devida, principalmente a insuficiências arteriais, complicações do diabetes e infecções severas (VIDAL et al., 2004). Segundo SANTOS et al. (2011), dentre os vários níveis existentes, a 2ª de maior incidência em membros inferiores corresponde ao nível transtibial. Este é considerado como sendo de bom nível posicional, principalmente, para reabilitação e indicação de próteses. A amputação, neste caso, é localizada entre a desarticulação tibiotársica e a articulação do joelho (VILAGRA et al., 2011), como podemos ver na Figura 2.

Embora considerada como de bom prognóstico para uso de prótese, o amputado pode apresentar dificuldades importantes para locomoção, transferência e trocas posturais e, ainda, presença



Figura 2 – Amputação Transtibial. Fonte: (CASSIMIRO, 2014)

de dor no coto ou membro fantasma, baixa auto-estima, medo e depressão (BENEDETTO et al., 2002). SCHOPPEN et al. (2003) alegam que após a amputação, o indivíduo tende a ter dificuldade em aceitar a nova condição física, devido à alteração de sua imagem corporal.

Para que a reintegração corporal seja positiva ao paciente, o mesmo deve aceitar sua perda física, condição necessária para integrar funções de um membro mecânico, como a prótese. Em relação aos membros mecânicos, estes devem ser leves e funcionais, além de apresentar uma estética natural para facilitar sua aceitação social e inclusão no mercado de trabalho, mesmo com a reabilitação profissional (PAVANI et al., 2015). O paciente amputado muitas vezes aguarda a prótese como quem aguarda a sua perna perdida, com todas as facilidades que ele tinha antes, sem pensar na adaptação inicial a ela (BENEDETTO et al., 2002).

Neste contexto, a ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE indicou que o maior número de pessoas com deficiências são integrantes de comunidades desfavorecidas economicamente. Grande parte dessas pessoas necessitam do uso de prótese para suprir a ausência de um membro funcional e sofrem com a dificuldade de aquisição do próprio através da rede pública de saúde OMS (2012).

## 4.2 PRÓTESES DE MEMBROS INFERIORES

Prótese, em sua origem etimológica, significa colocar ou adicionar, enquanto órtese significa o ato de endireitar ou retificar (TERRA et al., 2006). conforme a Figura 3. Para pessoas com deficiência física, sempre que sejam realizadas atividades funcionais da vida diária, é primordial

a manutenção do equilíbrio estático, possibilitando posturas, movimentos e respostas adequadas. Dessa forma, as próteses devem ser desenvolvidas pensando na acessibilidade e no bem-estar do usuário.



Figura 3 – Exemplo de próteses e órteses. Fonte: (BRASIL, 2018)

No âmbito das próteses segundo SELLES et al. (2005), o modelo mais utilizado para amputações de nível transtibial é de soquete tipo P.T.B. (*Patellar Tendon Bearing*), devido a possibilidade de apoio do peso sobre o tendão patelar, proporcionando resultado funcional satisfatório, como visto na Figura 4. 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 (BOCCOLINI, 1990), devendo ser construídas com materiais leves e resistentes para evitar seu abandono pelo usuário.

Por razões ergonômicas, a prótese deve evitar que a deambulação forçada provoque desconforto ou sintomas semelhantes as lesões por esforços repetitivos e doenças osteomusculares relativas ao trabalho que podem levar ao abandono do uso da prótese ou a cirurgias corretivas na região lombar da coluna vertebral (NEUMANN, 2011). SMITH et al. (2008) corroboram que a assimetria de próteses está associada à distribuição inadequada do peso da prótese, contribuindo assim para o aumento do gasto energético na marcha. Logo, as próteses de membros inferior-



Figura 4 – Modelo de Prótese P.T.B. Fonte: (JOSé, 2010)

res devem ser anatomicamente similares aos membros originais, trazendo assim, liberdade de movimento ao seu usuário.

NERY et al. (2010) afirmam que as próteses de membros inferiores são compostas por dois elementos: componente tibial e talar, e em alguns casos é utilizado cimento ortopédico, que tem como função o preenchimento de lacunas entre a prótese e meio biológico. Na Figura 5, mostra-se o posicionamento da tíbia e do tálus, sendo a tíbia o principal osso de ligação entre o pé e o joelho, enquanto o tálus é parte fundamental do conjunto articulado do tornozelo.

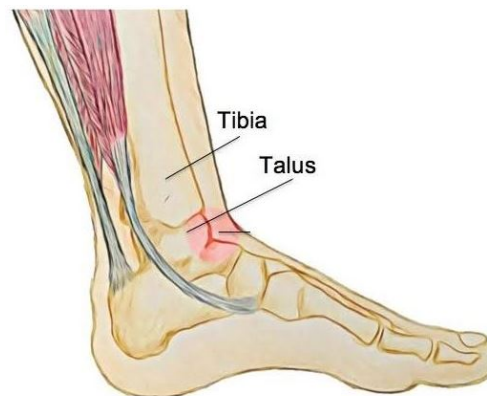


Figura 5 – Aspecto de uma radiografia do pé em perfil. Fonte: (DAVIS, 2018)

Os dois elementos tratados anteriormente são apresentados junto com os seus componentes na Figura 6, no qual o componente tibial (indicado pelo termo *tubo*) é responsável por ligar a articulação e encaixe (parte que permanece após a amputação) ao componente talar (indicado pelo termo *adaptador*), que supre a falta da articulação do tornozelo. Próteses modernas, normalmente, são importadas e por isso seu custo é bastante elevado. No Brasil esse tipo de prótese normalmente é usado por uma pequena parcela da população detentora de um alto poder aquisitivo (QUEIROZ, 2008).

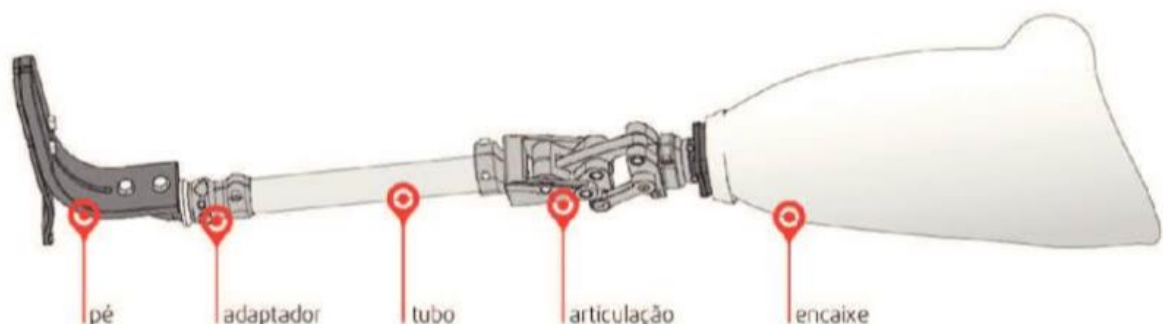


Figura 6 – Componentes de uma prótese transfemural. Fonte: (MATOS, 2015)

Consoante com o supracitado ALVES (2012), afirma que o desenvolvimento de produtos para saúde de pessoas com necessidades específicas está cada vez mais diversificado e exigente quanto à necessidade de personalização. Em contrapartida, as próteses disponíveis no mercado não atendem a muito dos requisitos de seus usuários. Um desses requisitos seria a funcionalidade insuficiente (SCHOLTEN et al., 2018). Sendo assim, é fundamental ampliar o acesso às novas tecnologias e novas metodologias que deem assistência à população no aumento da mobilidade. Dessa forma, a proposta deste estudo é realizar pesquisas para gerar novas e mais precisas técnicas em modelagem e impressão 3D para essa necessidade.

### 4.3 IMPRESSÃO 3D

Segundo GROSS et al. (2014), a impressão 3D é uma forma de fabricação que permite a criação de corpos em forma rebuscada de baixo custo para a sua fabricação. A concepção de impressão 3D foi desenvolvida por Challes Hull, nos Estados Unidos da América. Em relação a aplicações médicas, a impressão 3D foi iniciada por volta dos anos 2000, com a produção de implantes dentários e próteses.

O processo para a concepção da impressão 3D é iniciado com a geração de um modelo 3D, originalmente gerado por um programa de desenho assistido por computador (CAD) e posteriormente sendo convertido para o formato STL (*“Standard Triangle Language”*) (Figura 7) o qual é o formato padrão para a realização de impressão 3D. Este formato descreve as superfícies de um objeto, através dos vértices que compõem cada uma de suas faces, sem nenhuma representação de cor, textura ou outro atributo (AZEVEDO et al., 2013).

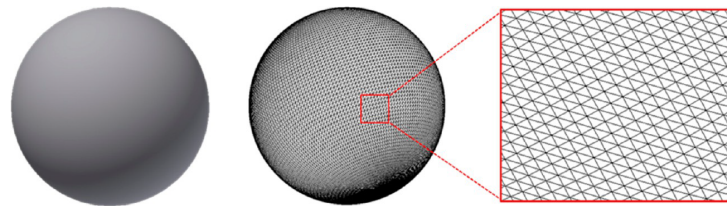


Figura 7 – Conversão de CAD para STL. Fonte: (GROSS et al., 2014)

De acordo com AZEVEDO et al. (2013), a impressora 3D é uma tecnologia semelhante a uma máquina CNC (Computer Numeric Control) de usinagem, tendo como diferença o fato de que a ferramenta da impressão 3D deposita material, ao invés de uma ferramenta de usinagem que ‘esculpe’ a peça a partir de um bloco. STEPHENS et al. (2013) descrevem o processo de impressão 3D como um bocal extrusor controlado por computador que derrete um filamento plástico e o deposita sobre uma mesa móvel. Esse processo segue, camada por camada, até que um sólido é construído, conforme visto na Figura 8.

SALMORIA et al. (2007) corroboram que a impressora 3D é composta por um bico extrusor que perpassa sobre um eixo X, que funciona com a aplicação de um filamento de termoplástico,



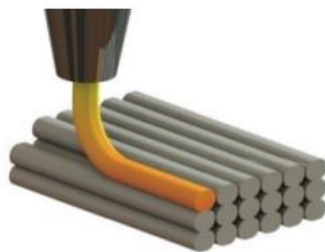


Figura 8 – Deposição de material fundido sobre as camadas. Fonte: (BOA IMPRESSÃO 3D, 2017)

que fica preso a uma matriz de extrusão. Esta matriz é aquecida para fundir o termoplástico, e um sistema mecânico permite que a vazão do material seja controlada sobre a bandeja, que perpassa sobre um eixo Y. A altura da deposição pode ser controlada ao longo de um terceiro eixo Z, como visto na Figura 9.

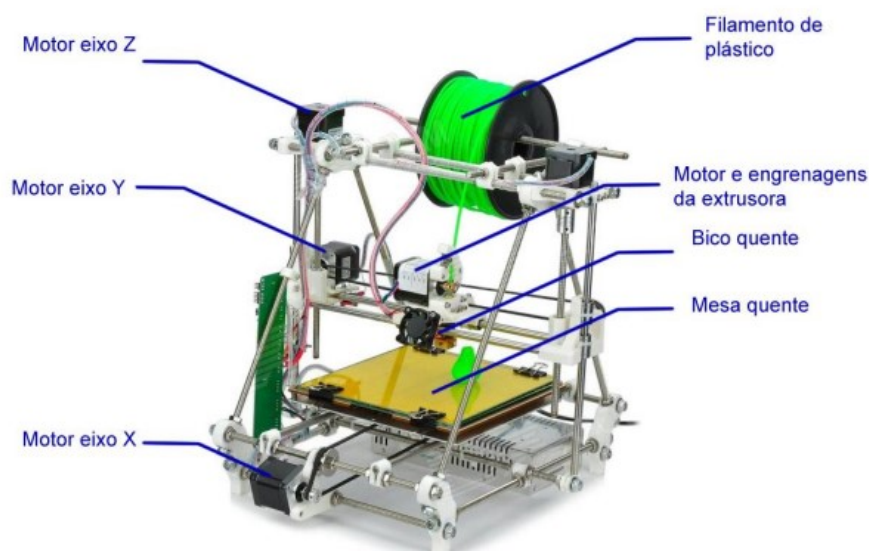


Figura 9 – Representação de uma impressora 3D. Fonte: (AZEVEDO et al., 2013)

Existem vários parâmetros que devem ser escolhidos corretamente ao fazer a inicialização do processo, de forma a se obter um componente com a geometria e características mecânicas desejadas (GUSBERTI, 2019). Alguns dos parâmetros são a temperatura do bocal, a altura de camada, o preenchimento, a temperatura da mesa, entre outros. Cada um influencia de forma específica no produto final.

GUO et al. (2019) afirmam que a temperatura do bocal tem influência direta na fluidez do plástico no momento da extrusão, já altura de camada determina a qualidade da impressão. O preenchimento é definido pelo tipo e densidade. O tipo define basicamente a estrutura do preenchimento interno do sólido e a densidade estabelece quão preenchido é o interior do sólido. A temperatura da mesa influencia a aderência do material à mesa. Segundo GUSBERTI (2019)

uma escolha incorreta pode levar a um componente muito frágil, muito flexível, ou até mesmo sem acurácia dimensional.

Com o avanço da tecnologia, surgiu uma grande comunidade voltada a elaboração de sistemas de código aberto direcionado a impressoras 3D, que proporcionou o surgimento de equipamentos comerciais e de baixo custo. Como resultado, em poucos anos os preços das máquinas foram reduzidos em cerca de duas ordens de grandeza (CHAN et al., 2016).

Dentre os equipamentos de baixo custo, destacam-se as impressoras 3D desktop, RepRap, Makerbot, Cube, entre outras, que tornaram a tecnologia acessível para o uso doméstico e em escritórios (CASAVOLA et al., 2017). No tocante aos vários materiais já fabricados para a impressão, CICALA et al. (2017) cita que os principais utilizados na categoria de máquinas são os filamentos termoplásticos de ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno), PLA (poliácido láctico) e PETG (politereftalato de Etileno Glicol). Termoplásticos, também chamados apenas de plásticos, são polímeros que amolecem quando aquecidos (podendo até mesmo ficar líquidos), e endurecem quando resfriados, onde ambos os processos devem ser completamente reversíveis (GUSBERTI, 2019).

Com relação ao material PETG, REIS (2016) afirma que este, termoplástico derivado do petróleo, reciclável como o PET (poli tereftalato de etila), é utilizado na indústria há vários anos, recentemente impresso em 3D, com aplicações em tubulações, próteses e brinquedos. Um grande diferencial desse material, é sua baixa reatividade a diversos tipos de solventes do mercado e sua alta resistência mecânica.

Devido à natureza dos projetos de código aberto, segundo ALBURQUERQUE (2014) não há um padrão com relação as características técnicas que os filamentos utilizados na impressão 3D devem apresentar. Dessa forma, dependendo do material, fornecedor e cor, os parâmetros utilizados podem sofrer mudanças, o que leva, o usuário na maior parte dos casos, ajustar as configurações através do método de tentativa e erro.

Inúmeras pesquisas estão disponíveis com finalidade de caracterizar as propriedades dos filamentos e das peças feitas por estes, com relação ao material PLA. Pode-se encontrar, entre elas, avaliação das propriedades químicas, térmicas e mecânica do material, inclusive com comparativos de comportamento mecânico de componentes impressos com elementos fabricados pela moldagem por injeção. Particularmente sobre o PETG, por ser um material novo, poucos estudos foram realizados, e os que existem são superficiais, não explorando as propriedades anteriormente citadas.

Diante do exposto, verificou-se a necessidade de realização de um estudo com este material, buscando caracterizar suas propriedades mecânicas através da fabricação de amostras construídas

com diferentes configurações de impressão. Dessa forma, faz-se necessário realizar ensaios mecânicos, com o objetivo de analisar a resistência mecânica do material a ser empregado na construção das próteses. Além de realizar uma verificação experimental das propriedades mecânicas das impressões realizadas.

#### 4.4 METODOLOGIA DE TAGUCHI

Segundo PAVANI et al. (2015), a marcha de uma pessoa protetizada deve ser simétrica, segura e eficiente, pois inconformidades estão diretamente relacionadas a problemas de alinhamento dos componentes da prótese. Em conformidade com o pressuposto, o protótipo deve conter os melhores parâmetros para garantir a sua total funcionalidade e qualidade. O termo qualidade possui uma vasta abrangência, tanto por sua natureza multidimensional, quanto por seus numerosos aspectos (MACEDO, 2017).

Um dos maiores obstáculos ao desenvolver produtos com qualidade é identificar os parâmetros que possibilitem o desenvolvimento em virtude das vastas variáveis presentes no processo. Portanto, neste trabalho adotou-se o método de Taguchi, que visa determinar os fatores que mais interferem a variabilidade (ruídos) do processo ou produto. O controle destes fatores assegura a qualidade do produto, além da otimização do seu desempenho (ROSS, 1991).

PERONA (1998) declara que quanto menor a perda associada ao produto, maior sua qualidade. Ao contrario dos experimentos clássicos, em que os fatores são fixados durante e no decorrer do experimento, Taguchi encetou os chamados fatores de ruído. Estes são fixados durante o experimento, mas variam aleatoriamente fora do contexto experimental. Os ruídos são condições que não podem ser controlados pelo projetista, presentes nos processos de projeto e produção podem ser classificados em três tipos, segundo (ALMEIDA et al., 1989):

- **Ruídos Internos** - são relacionados às características do produto que se alteram durante o uso ou armazenamento, tais como: deterioração, desgaste, desaparecimento gradual da cor, encolhimento e ressecamento;
- **Ruídos externos** - são associados às condições do ambiente e do uso do produto; como: temperatura ambiente, umidade, pressão ou pessoas;
- **Ruídos da produção** - correspondem à variabilidade decorrente da produção, ou seja unidades do produto sob as mesmas especificações com variação.

Com o objetivo de desenvolver um produto que seja insensível aos ruídos, deve-se identificar e examinar os fatores de sinal e de controle. Fatores de sinal são os grupos de parâmetros onde o projetista expressa o valor pretendido para a resposta do produto. Já os fatores de controle são

Tabela 1 – Método Ortogonal de Taguchi

Nº de Experimentos	Fator 1	Fator 2	Fator 3
1	Nível 1	Nível 1	Nível 1
2	Nível 1	Nível 2	Nível 2
3	Nível 2	Nível 1	Nível 2
4	Nível 2	Nível 2	Nível 1

parâmetros livres para o projetista especificar. Cada fator de controle pode ter uma variedade de valores, comumente chamados níveis (GOMES, 2006).

Após a identificação dos principais fatores que podem afetar o produto, o projetista deve realizar a etapa de planejamento da coleta de dados experimentais. Nesta etapa, a metodologia apresenta como vantagem a possibilidade de reduzir consideravelmente o número de experimentos originalmente planejados, por se tratar de uma estrutura composta por matrizes fracionadas saturadas, onde as colunas da matriz representam os fatores a serem estudados e as linhas os experimentos que serão realizados um exemplo apresentado é a Tabela 1 onde mostra uma matriz ortogonal L4 de Taguchi, que utiliza três parâmetros com duas variações cada um. Essa matrizes são definidas através dos arranjos ortogonais, no qual estabelece quantos experimentos são necessários de acordo com os fatores e níveis definidos (Figura 10) (PIMENTA et al., 2012).

Arranjo ortogonal	Número de experimentos	Máximo Nº. fatores	Máximo número de colunas na matriz			
			2 níveis	3 níveis	4 níveis	5 níveis
L <sub>4</sub>	4	3	3	—	—	—
L <sub>8</sub>	8	7	7	—	—	—
L <sub>9</sub>	9	4	—	4	—	—
L <sub>12</sub>	12	11	11	—	—	—
L <sub>16</sub>	16	15	15	—	—	—
L <sub>16</sub> '	16	5	—	—	5	—
L <sub>18</sub>	18	8	1	7	—	—
L <sub>25</sub>	25	6	—	—	—	6
L <sub>27</sub>	27	13	—	13	—	—
L <sub>32</sub>	32	31	31	—	—	—
L <sub>32</sub> '	32	10	1	—	9	—
L <sub>36</sub>	36	23	11	12	—	—
L <sub>36</sub> '	36	16	3	13	—	—
L <sub>50</sub>	50	12	1	—	—	11
L <sub>54</sub>	54	26	1	25	—	—
L <sub>64</sub>	64	63	63	—	—	—
L <sub>64</sub> '	64	21	—	—	2	—
L <sub>81</sub>	81	40	—	40	—	—

Figura 10 – Representação dos arranjos ortogonais. Fonte: (CHAPLIN, 2018)

Com relação à avaliação dos resultados, Taguchi faz uso da razão Sinal – Ruído (S/R), que

consiste em uma função logarítmica utilizada para otimizar o processo ou projeto do produto, através da representação da relação entre variabilidade e sensibilidade de um dado sistema de medição. Segundo (SOUZA et al., 2011), existem três tipos de relação (S/R):

- **Maior é melhor** - define que quanto maior for o valor da resposta, melhor será para o processo;
- **Menor é melhor** - define que quanto menor for o valor da resposta melhor será para o processo;
- **Nominal é melhor** - define que quanto mais próximo da especificação, melhor será para o processo.

#### 4.5 ENSAIOS MECÂNICOS

Como forma de determinar as propriedades dos materiais devem ser feitas solicitações, na forma de deformação ou na aplicação de uma tensão, com o monitoramento da resposta do material, expressa como tensão ou como deformação, respectivamente. Os ensaios mecânicos possuem duas naturezas: os não-destrutivos e os destrutivos (CASSU et al., 2005). Segundo MACEDO (2017), os ensaios destrutivos são caracterizados por inutilizar o modelo ensaiado: em alguns casos causam pequenos danos, em outros, destroem completamente o elemento. Estes ensaios são capazes de determinar a capacidade de suportar esforço de uma peça pronta.

As propriedades mecânicas dos polímeros são caracterizadas principalmente pela tensão de escoamento, módulo de elasticidade e pela resistência à tração. Estas propriedades podem apresentar sensibilidade à taxa de deformação, à temperatura e à natureza química do ambiente (CALLISTER et al., 2009). Para cada ensaio destrutivo é necessário submeter um corpo de prova a solicitação desejada. Este corpo de prova pode ser uma peça inteira ou uma amostra representativa da mesma. De acordo com o ensaio e a aplicação da peça é feita a escolha entre utilizar uma seção circular, quadrada ou retangular (MACEDO, 2017).

De acordo com o material utilizado nos ensaios, o comportamento da fratura apresenta uma característica. Para matérias dúcteis, o alongamento em ensaios de tração é um comportamento esperado, visto que se deformam consideravelmente antes de romper, conforme podemos ver na Figura 11 (a). Em casos de ensaios de compressão, a carga aplicada gera um amassamento crescente que causa o aumento da seção transversal antes de ocorrer a fratura, como visto na Figura 11 (b).

Além da escassez de trabalhos que tratem das especificações das propriedades mecânicas dos materiais impressos, não existe regulamentação disponível sobre metodologias para deter-

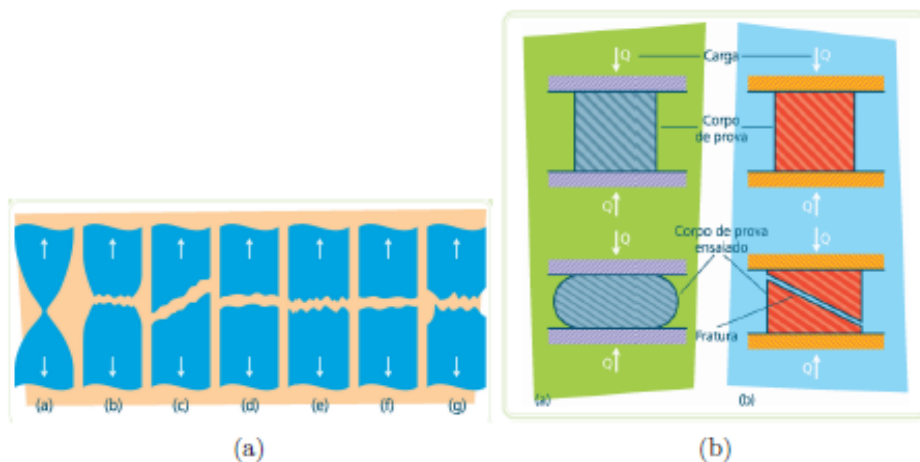


Figura 11 – Formas de fraturas para ensaio de (a) Tração e (b) Compressão. Fonte: (ZOLIN, 2016)

minar essas mesmas propriedades. Neste sentido, utilizam-se as normas relativas a materiais poliméricos.

Como forma de avaliar a resistência do protótipo desenvolvido neste estudo, foram realizados três ensaios: tração, compressão e absorção. Os ensaios de tração e compressão são similares e geralmente podem ser feitos no mesmo equipamento. Para os dois tipos, o corpo de prova é fixado nas suas extremidades, o que difere os dois ensaios é o sentido da aplicação dos esforços.

Para o ensaio de compressão em materiais dúcteis a carga de compressão produz um amassamento crescente que causa o aumento da seção transversal antes de ocorrer a fratura, conforme a Figura 11 (b) à esquerda. Já para materiais frágeis, não haverá deformação e a falha ocorrerá também atravessando a seção transversal, onde neste caso a falha será por cisalhamento, provocado pelas tensões de compressão, como mostrado na Figura 11 (b) à direita.

Vários fatores podem influenciar as propriedades dos materiais, inclusive meios aquosos. Em casos de produtos que necessitem de uma boa resistência, deve-se avaliar a sua capacidade absorciva e o quanto a mesma interfere na sua durabilidade. Além de avaliar o comportamento mecânico, o ensaio de absorção ou teste de umidade é imprescindível, visto que a umidade absorvida pelos materiais interfere em outras propriedades. A absorção de umidade também afeta diretamente o processamento dos polímeros, podendo em alguns casos causar inchaços, gerando tensões residuais quando a água não se distribui de forma uniforme, além de poder ocasionar porosidades, manchas e estrias na superfície da peça decorrente de bolhas de ar (AFINKO, 2019).

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

Com o objetivo de reproduzir características geométricas semelhantes às de adaptadores de próteses já disponíveis no mercado como os da Figura 12 (a), a geometria escolhida neste trabalho foi similar à idealizada e modelada por MACEDO (2017) (Figura 12 (b)). O modelo de adaptador para prótese de membro inferior foi escolhido para ser criado no software *Inventor*.

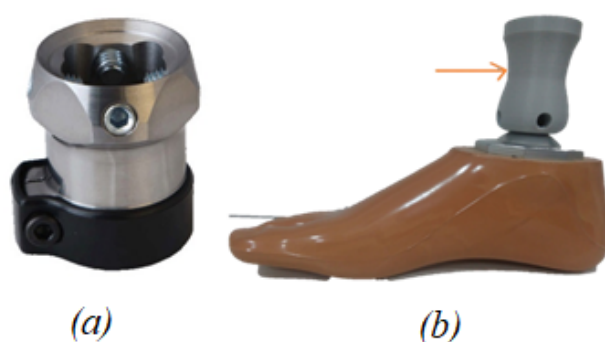


Figura 12 – (a) Modelo de adaptador para prótese de membro inferior vendido no mercado. Fonte: (ORTHOPÉDIQUE, 2015); (b) Modelo de adaptador similar ao encontrado no mercado, desenvolvido no software *Inventor* e impresso em 3D. Fonte: (MACEDO, 2017)

Para o desenvolvimento do produto foi escolhido o material PETG. Este filamento apresenta a junção das melhores qualidades do ABS (resistente e dúctil) com a facilidade de impressão que o PLA oferece (Figura 13). Caracteriza-se por ser uma versão modificada do PET, na qual o —G significa —glicol modificado, sendo adicionado à composição do material durante a polimerização (SANTANA et al., 2015). Este polímero, possui temperatura de transição vítrea próxima a 80°C, com propriedades mecânicas semelhantes às do PET.

Com base nas propriedades deste material foram realizadas simulações no software *Ansys 2019 R3 Academic*, para estabelecer as maiores cargas que a geometria suportaria no respectivo material, sem ultrapassar as deformações limite para este tipo de componente durante as solicitações no momento da marcha de uma pessoa saudável de 60 kg. Com a finalidade de diminuir o número de experimentos realizados para atingir um resultado desejado, foi utilizado o método estatístico aplicado com a matriz ortogonal de Taguchi. Os parâmetros escolhidos para serem aplicados ao experimento foram três, que se prevê terem influência no comportamento mecânico dos adaptadores impressos. A decisão de escolher apenas três se deu pela possibilidade de inconfiabilidade nos resultados por conta do impacto que a quantidade de fatores introduz nos ensaios.



Figura 13 – Filamento PETG para impressão. Fonte: (3DX, 2018).

Tabela 2 – Parâmetros de Impressão.

Densidade de Preenchimento	Padrão de Preenchimento	Numero de Camadas
50%	Honeycomb	2
70%	Rectilinear	3

Os parâmetros avaliados foram: densidade de preenchimento (DP), padrão de preenchimento (PP) e numero de camadas (NC) (Tabela 2).

O padrão de preenchimento e a densidade de preenchimento, são parâmetros que têm influência significativa na resistência da peça, por implicarem na forma como a impressora vai preencher o protótipo. Existem vários padrões e densidade de preenchimento, como apresentado na Figura 14, todavia, os dois padrões aqui escolhidos foram o Honeycomb, considerado o mais resistente, e o Retilinear, por deixar a peça mais densa. Além disso, a densidade foi variada entre 50% e 70%. Outro parâmetro que tem influencia significativa na resistência da peça é o numero de camadas. O numero de camadas consiste na quantidade de filamentos sera depositado nas extremidades da peça, esse parâmetro garante a peça uma maior resistência longitudinal sendo um fator decisivo em ensaios mecânicos.

Para a produção da prótese utilizou-se a impressora OMNIZY3D, escolhida pelo fato de ser relativamente mais barata que as comercializadas e por ter um software aberto, sendo possível realizar mudanças de vários parâmetros e disponível no Laboratório do Produto localizado no Nucleo de Tecnologia e Engenharia (NUTENGE) na Universidade Estadual do Maranhão (UEMA) (Figura 15 ).

Para realização dos ensaios de tração e compressão nos modelos desenvolvidos e impressos,



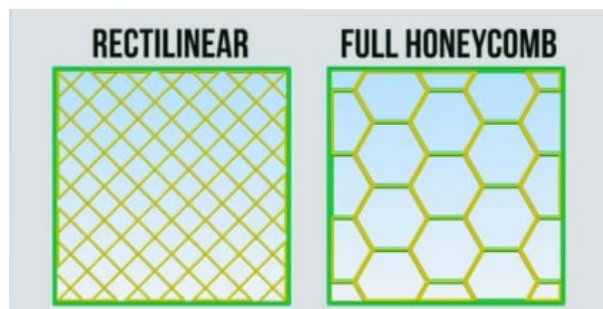


Figura 14 – Padrão de Preenchimento Honeycomb, mais conhecido como favo de mel e considerado o mais resistente entre os padrões e Rectilinear que possibilita a peça altas densidades de preenchimento. Fonte: (SIMMONS, 2018).

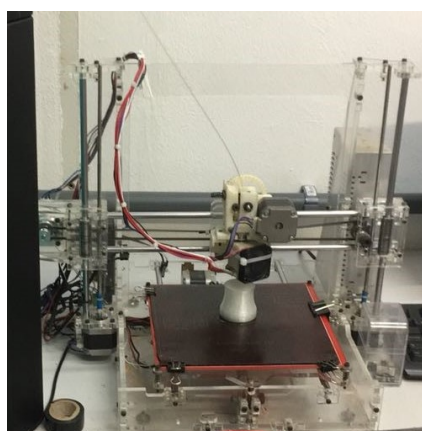


Figura 15 – Impressora OMNIZY3D, RepRap de código aberto.

foi utilizada uma máquina de tração universal mostrada na Figura 16 disponível no Laboratório de materiais localizado no Nucleo de Tecnologia e Engenharia (NUTENGE) na Universidade Estadual do Maranhão (UEMA). Com este equipamento também é possível realizar ensaios de compressão, necessários para o desenvolvimento do presente estudo. Após a realização dos ensaios de compressão, os dados serão enviados para o software *MiniTab*, que é uma plataforma que auxilia na obtenção de gráficos e figuras de respostas a vários métodos estatísticos. Nesse software, são gerados os gráficos que manifestam o apontamento da matriz ortogonal de Taguchi para a configuração mais eficiente.

Para o teste de umidade foi utilizado um béquer de 150 ml para a colocação dos corpos de provas durante toda a análise. Para acompanhamento dos resultados foi utilizada uma balança digital da marca Digimed, com erro de 0.1g, capacidade máxima de 5000g para e um paquímetro universal 0.05mm 6 Pol da marca Tramontina.

A partir da peça da Figura 12.(b), foi modelada uma similar no software *Ansys 2019 R3 Academic*, mostrada na Figura 17.(a). O modelo apresenta duas entradas, a superior para o encaixe do pé de prótese, que também utiliza parafusos laterais para fixação, e o inferior que

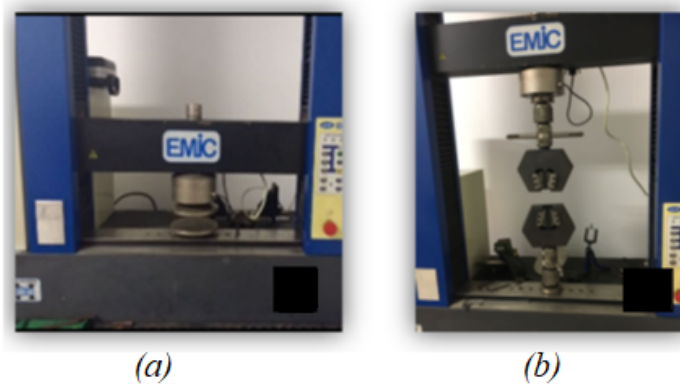


Figura 16 – Máquina de Tração Universal EMC linha DL1000. (a) Adaptada para Ensaio de compressão, (b) Adaptada para Ensaio de Tração.

serve para fixação do *transfer*, que normalmente é rosqueado ou com adaptador tipo braçadeira (Figura 17.(b)).

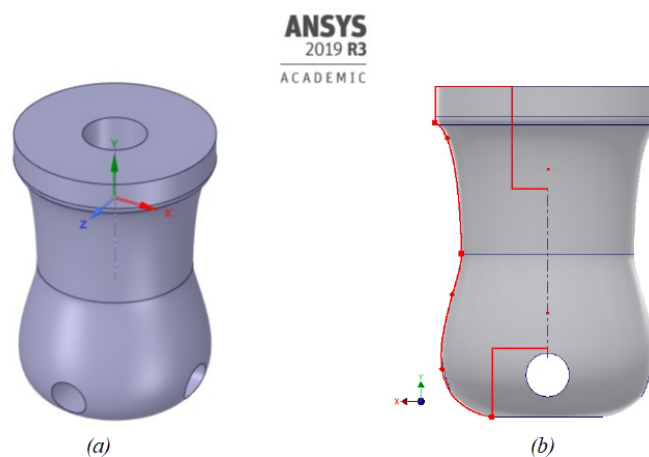


Figura 17 – (a) Modelo esquemático de adaptador para prótese de membro inferior modelado no software de modelagem 3D ANSYS SpaceClaim. (b) Esboço do modelo simulado, para evidenciar as duas entradas existentes, uma para o pé de prótese e o outro para o encaixe do *transfer*.

Visando encontrar quais dos parâmetros escolhidos eram mais significativos sem necessitar de grande quantidade de experimento, utilizou-se o método ortogonal de Taguchi. Foi estabelecida a aplicação de uma matriz ortogonal L4 de Taguchi, como visto na Tabela 1.

Seguindo a distribuição ortogonal de Taguchi, definiu-se a impressão de quatro configurações com três amostras, cada uma a partir da utilização dos parâmetros pré-definidos. Outras variáveis importantes tais como velocidade, vazão, temperatura do extrusor e da mesa permaneceram fixas (Tabela 3). Como o adaptador deve ser utilizado por pessoas, considerou-se que o protótipo está em posição estática suportando metade do peso de uma pessoa saudável de 60 kg, ou

Tabela 3 – Configurações definidas pela Matriz Ortogonal

<b>Nº de Experimentos</b>	<b>Densidade de Preenchimento</b>	<b>Padrão de Preenchimento</b>	<b>Numero de Camadas</b>
111	50%	Honeycomb	2
122	50%	Rectilinear	3
212	70%	Honeycomb	3
221	70%	Rectilinear	2

aproximadamente 300N, devido à distribuição das forças igualmente nas duas pernas. A aplicação da carga foi direcionada para a área central da parte inferior do adaptador (Figura 17), que é onde o peso seria aplicado no momento da marcha. Logo, a conexão deve suportar a carga sem sofrer deformações significativas. Como parâmetro de qualidade, foi definido que a deformação não deve exceder o limite de 3 mm, pois esta é a diferença de comprimento entre os membros inferiores considerada normal. Para valores superiores a este, pode haver desconforto durante a marcha (HOPPENFELD et al., 1987).

O software foi utilizado para realizar simulações de esforço e, assim, determinar se o modelo criado era capaz de suportar uma carga mínima de 300N sem sofrer deformações além do estipulado. Para efeito de fator de segurança, preferiu-se aferir além da simulação com a aplicação de 300N, aplicações de 1000N e 3000N. Com o intuito de verificar a capacidade de resistir à aplicação da força estática de cada configuração, foram realizados os ensaios mecânicos. O primeiro ensaio realizado foi o de compressão em todos os modelos impressos utilizando a máquina de tração universal (Figura 16). O ensaio de compressão teve como parâmetro de parada uma deformação de 4mm, sendo aplicado à velocidade de 0.5mm/min. O objetivo era verificar qual carga o adaptador suportaria até o momento de parada. Após o ensaio as amostras foram analisadas quanto ao modo de deformação e presença de trincas. Seguido a realização dos ensaios e obtenção de dados foi calculada a eficiência de cada parâmetro em função da deformação. Utilizando o método de Taguchi, foi definido que o ideal seria ter uma deformação menor-melhor.

Posteriormente ao ensaio de compressão, foi realizado a preparação para o ensaio de tração. Esse método experimental consiste na alteração física (deformação) no corpo de prova do material escolhido até a sua fratura. A geometria e as dimensões dos corpos de provas foram baseadas na norma ASTM D638 INTERNATIONAL (2015), sendo usadas amostras do tipo V. O objetivo deste ensaio foi avaliar o módulo de elasticidade, tensão de ruptura, deformação de ruptura e por fim a definição da força máxima que o corpo de prova suportou. A Figura 18 exemplifica o modelo de corpo de prova utilizado neste experimento.

Por fim, o teste de umidade seguiu a norma ASTM D543 INTERNATIONAL (1995), e foram realizados usando como material água. Na realização deste teste, foram preparados corpos de



Figura 18 – Modelo de corpo de prova para Ensaio de Tração

prova como mostra a figura 19 com as dimensões apresentadas na Tabela (4), submersos em água à temperatura ambiente e foram estipulados os intervalos de 2h e 24h para pesagem e medição dos corpos. As amostras tiveram suas massas iniciais anotadas para posterior cálculo de variação na umidade. O material polimérico ficou disposto horizontalmente, e cada amostra teve o corpo de prova submerso a uma mesma profundidade com separação praticamente igual.

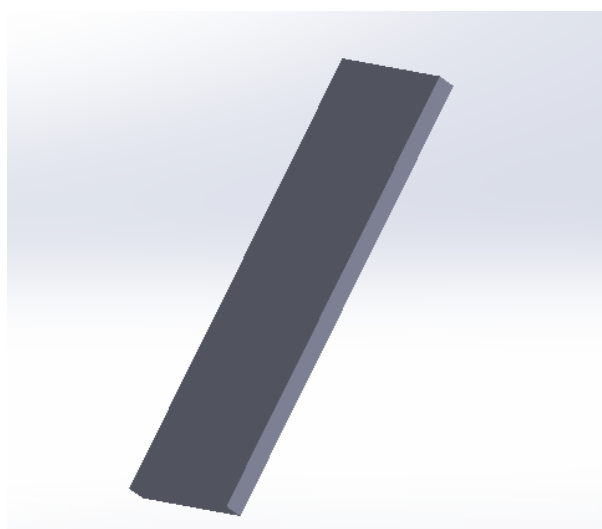


Figura 19 – Modelo de corpo de prova para teste de umidade

Tabela 4 – Dimensões dos corpos de prova para teste de umidade

<b>Dimensões do Corpo de Prova</b>		
<b>Largura (mm)</b>	<b>Espessura (mm)</b>	<b>Comprimento (mm)</b>
25,40	3,20	76,20

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 6.1 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL E IMPRESSÃO 3D

Com relação às simulações, identificou-se algumas limitações para a sua realização. A primeira foi a limitação do material, pois o programa não possuía em seu elenco de materiais o PETG. O equivalente mais próximo do polímero utilizado seria o PET, não sendo possível utilizá-lo devido a diferença em seus dados. Dessa forma, foi preciso criar um material novo ao programa com os dados apresentados pelos fornecedores do material.

A segunda limitação foi a dimensional. Em consequência da realização da impressão 3D consistir em uma deposição de material fundido, os softwares disponíveis no mercado não realizam análise de tensão em estruturas semelhantes, mas sim com sua maioria em peças maciças, incorrendo assim em imprecisão no resultado simulado.

Na primeira tentativa foi observado a deformação máxima encontrada para aplicação de 300N (Figura 20) de 0.0028mm, enquanto para 1000N encontramos 0.0094mm (Figura 21). Já para a aplicação de 3000N (Figura 22) o valor foi de 0.02847mm. Também foi visível as zonas de deformações e como o corpo reagiu após a tensão.

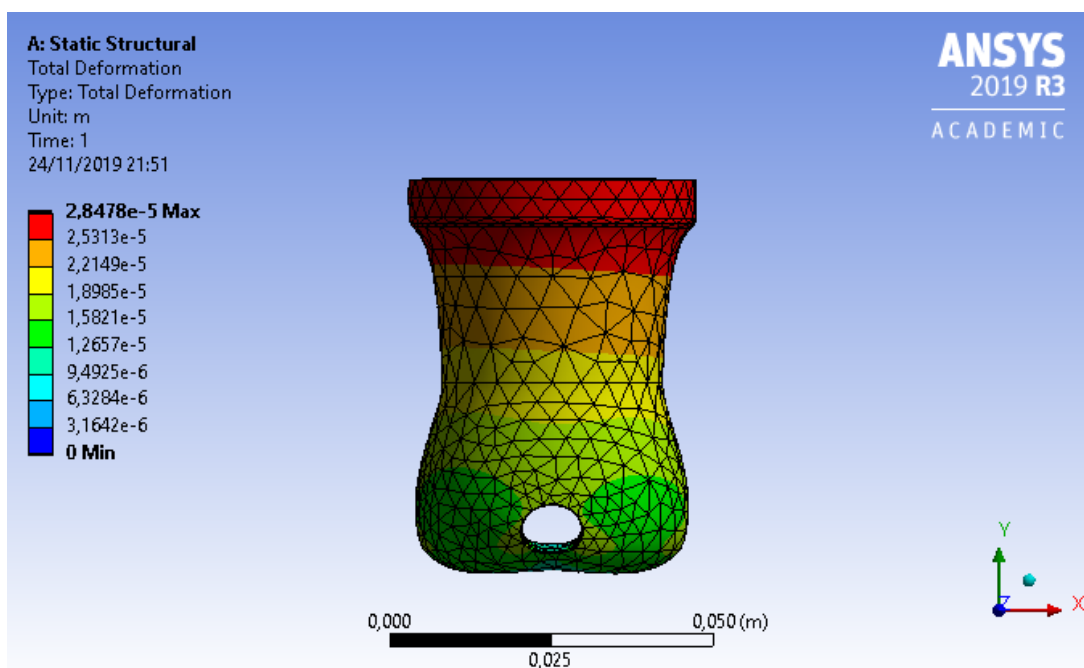


Figura 20 – Simulação da deformação de um corpo maciço para a aplicação de 300N

Como forma de tentar chegar o mais próximo do real esperado, foi analisado a possibilidade de utilizar a otimização topológica para simular um componente com a sua densidade reduzida,

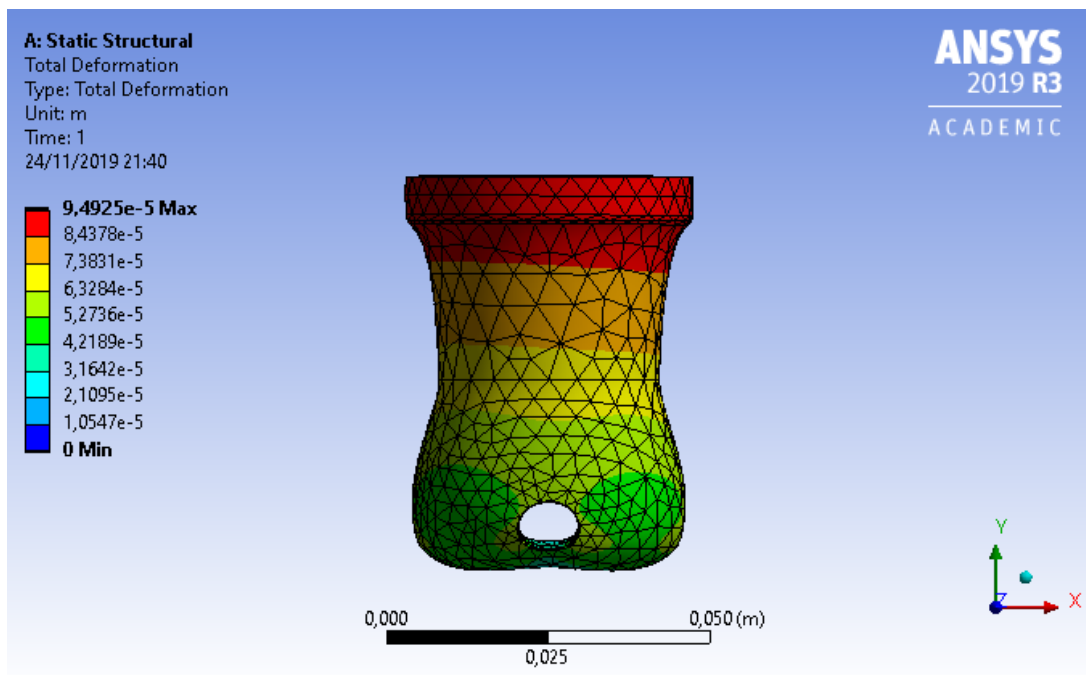


Figura 21 – Simulação da deformação de um corpo maciço para a aplicação de 1000N

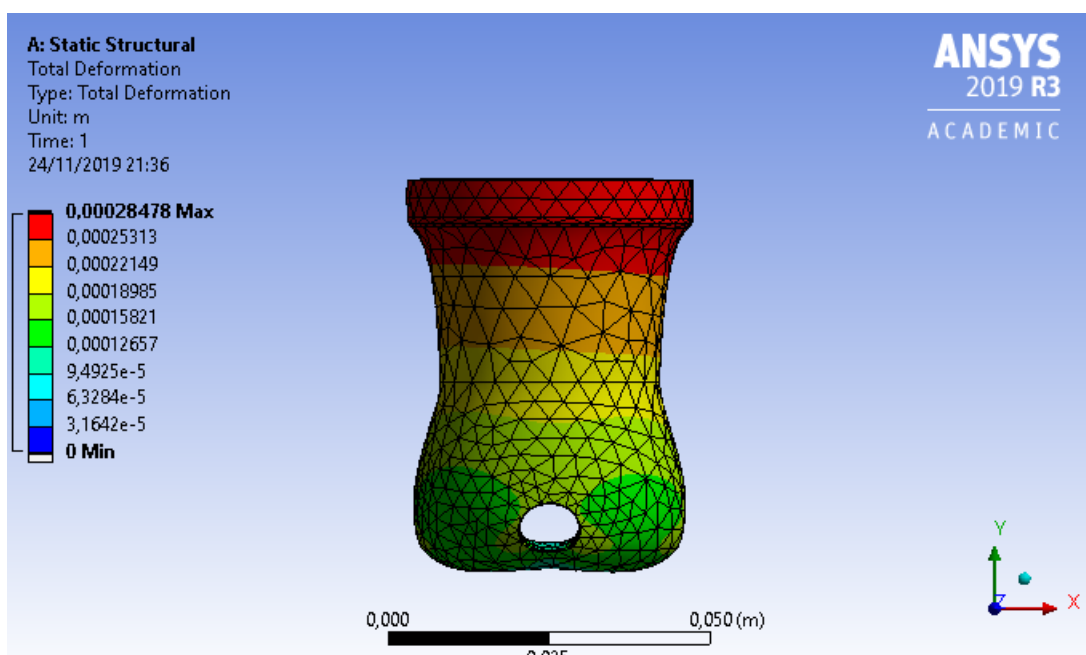


Figura 22 – Simulação da deformação de um corpo maciço para a aplicação de 3000N

logo que, como parâmetro temos dois tipos de densidade (50% e 70%). A otimização topológica consiste em um método computacional que possibilita projetar a melhor topologia de estruturas de acordo com um certo critério de custo (LIMA, 2002). No presente caso, solicitava-se uma máxima rigidez e menor volume de material. Sendo assim, foi definido no software os mesmo parâmetros de fixação e força das simulações anteriores e as duas condições de redução de volume com o intuito de se aproximar do ensaio físico.

Como resultados tivemos o aumento de aproximadamente um decimo de milimetro nas deformações dos dois tipos de densidade nas aplicações de 1000N e 3000N. A primeira condição foi a permanência de apenas 50% do volume e tivemos para a aplicação de 300N (Figura 23) a deformação máxima encontrada de 0.0042mm, enquanto para 1000N encontramos 0.1404mm (Figura 24). Já para a aplicação de 3000N (Figura 25) o valor foi de 0.4212mm.

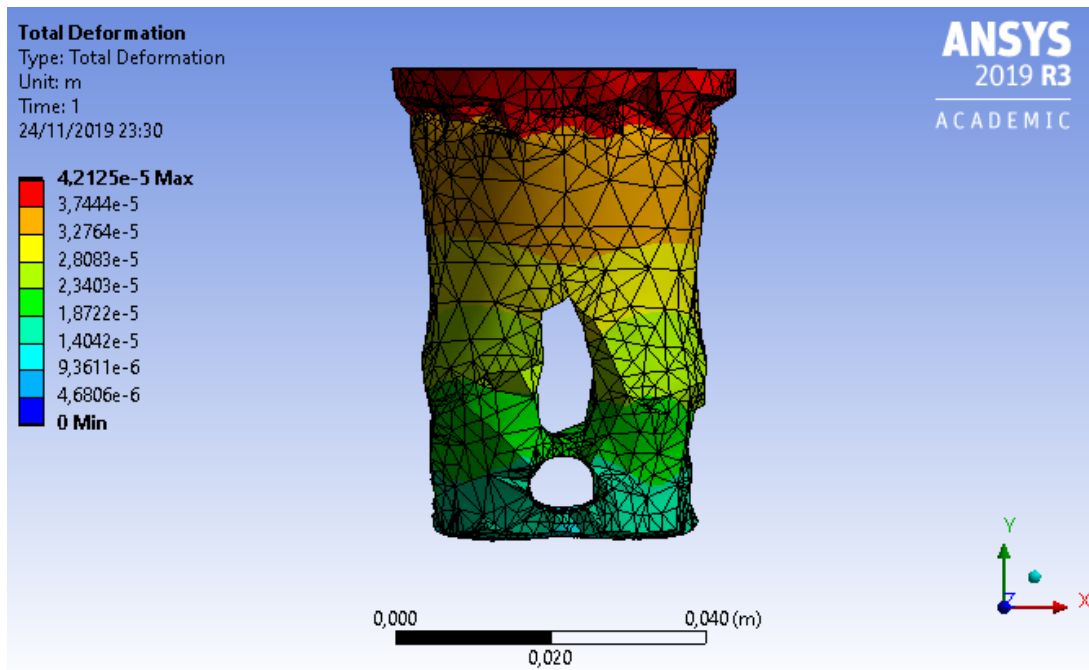


Figura 23 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 50% do volume para a aplicação de 300N

Com relação a segunda condição que foi a redução de 70% do volume, tivemos para a aplicação de 300N (Figura 26) a deformação máxima encontrada de 0.0034mm, enquanto para 1000N encontramos 0.1137mm (Figura 27). Já para a aplicação de 3000N (Figura 28) o valor foi de 0.3411mm.

Após as simulações avaliou-se que a otimização topológica comprovou a possibilidade de suportar as solicitações tendo um corpo relativamente ‘vazio’ sem material em seu interior. Seguindo das informações da Tabela 3 e o modelo criado no software de simulação (Figura 17), foram confeccionadas as peças na impressora 3D. Cada configuração contou com 3 amostras. Sendo assim, foram realizados 12 experimentos no total.

## 6.2 ENSAIO DE COMPRESSÃO

O ensaio de compressão foi executado com o parâmetro de parada em 4mm de deformação. Com os dados processados, foi possível encontrar as deformações para as cargas pré-estabelecidas. Para cada tipo de amostra, os testes de compressão foram realizados em triplicata, obtendo-se a

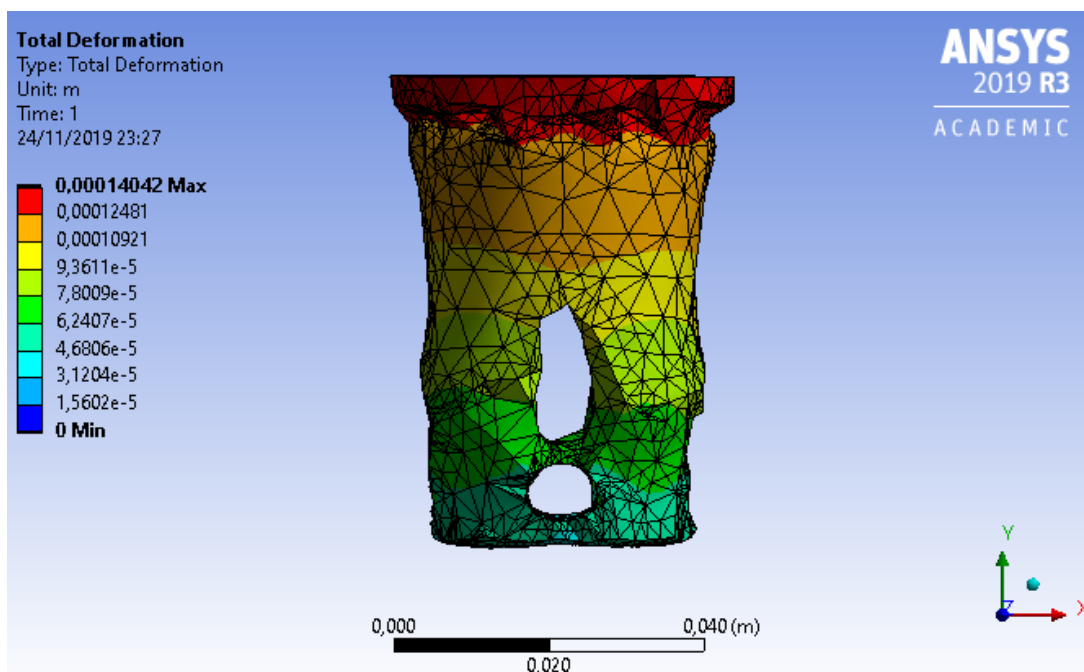


Figura 24 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 50% do volume para a aplicação de 1000N

média das deformações. Tendo sido ensaiadas cada configuração e seus grupos de amostras, os corpos de provas apresentaram deformações ínfima em relação ao parâmetro de parada (Tabela 5), sendo assim um resultado benéfico em relação a resistência do protótipo às cargas solicitadas.

Tabela 5 – Deformação média de cada configuração quando submetidas às cargas de 300N, 1000N e 3000N.

Parâmetros				Deformação (mm)		
Nº de Experimentos	Densidade de Preenchimento	Padrão de Preenchimento	Número de Camadas	300N	1000N	3000N
111	50%	Honeycomb	2	0,1122	0,2635	0,5212
122	50%	Rectilinear	3	0,1291	0,2845	0,5965
212	70%	Honeycomb	3	0,3156	0,4647	0,6946
221	70%	Rectilinear	2	0,1293	0,2612	0,5523

Ao realizar o mesmo ensaio com o material PLA, MACEDO (2017) observou que para a faixa de deformação de 4mm ocorreram o início de trincas e que também nesse ponto foi possível verificar visualmente o surgimento de embuchamento nas peça. Uma característica positiva para o material PETG aqui avaliado foi que em todas as amostras ensaiadas nenhuma apresentou trincas, nem o modo de deformação efeito barril. Isto ocorreu devido ao fato de o material apresentar maior flexibilidade e resistência, tendo assim se deformado mais, mas não chegando ao rompimento e nem deformação (Figura 29). Considerando as necessidades de projeto propostas nesse trabalho, podemos afirmar que todos os quatro modelos são confiáveis nesse parâmetro.

Como já esperado, houve uma diferença entre a simulação e o ensaio de compressão. Todavia,



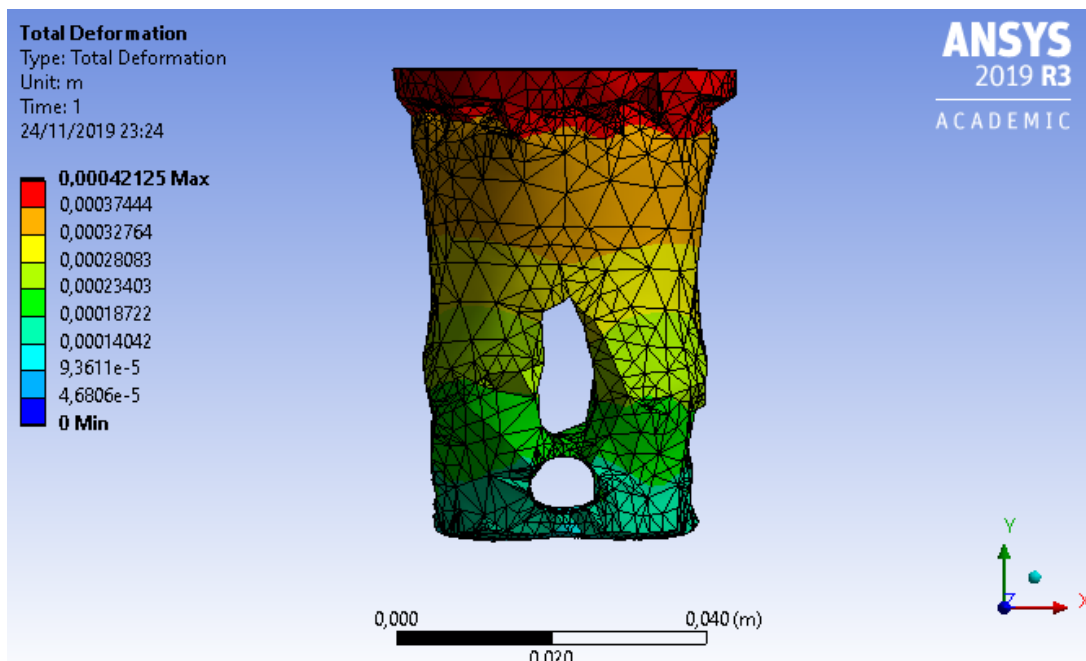


Figura 25 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 50% do volume para a aplicação de 3000N

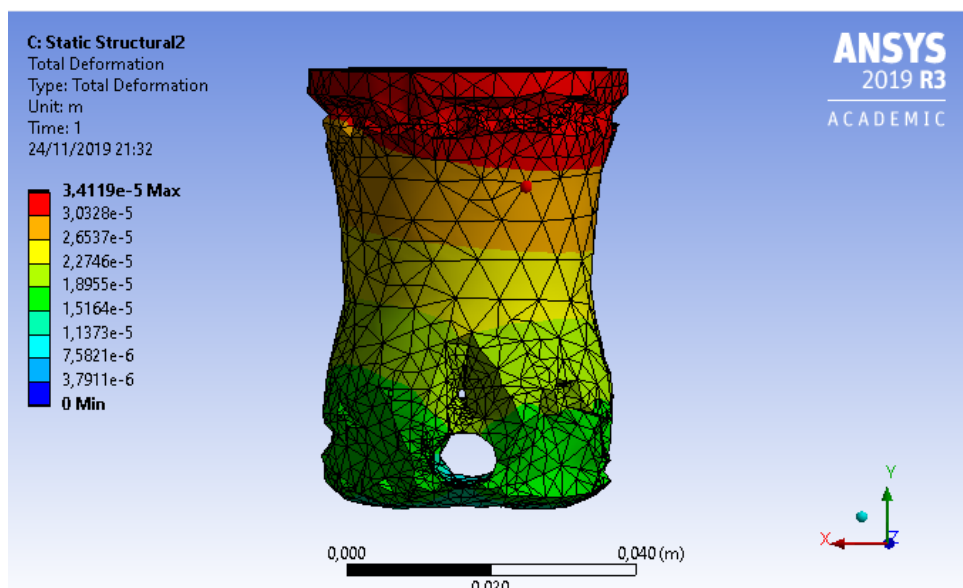


Figura 26 – Simulação da deformação após a otimização topológica com com a permanência de apenas 70% do volume para a aplicação de 300N

como mostrado na Figura 30, a utilização da simulação é válida posto que seus resultados convergiram com os encontrados no ensaio de compressão. Acredita-se que outras propriedades mecânicas, tais como, dureza, resistência à tração e fadiga também serão afetadas pelas características de deposição 3D.

Nos testes de compressão em cargas de até 3000N, todos os protótipos atenderam ao critério

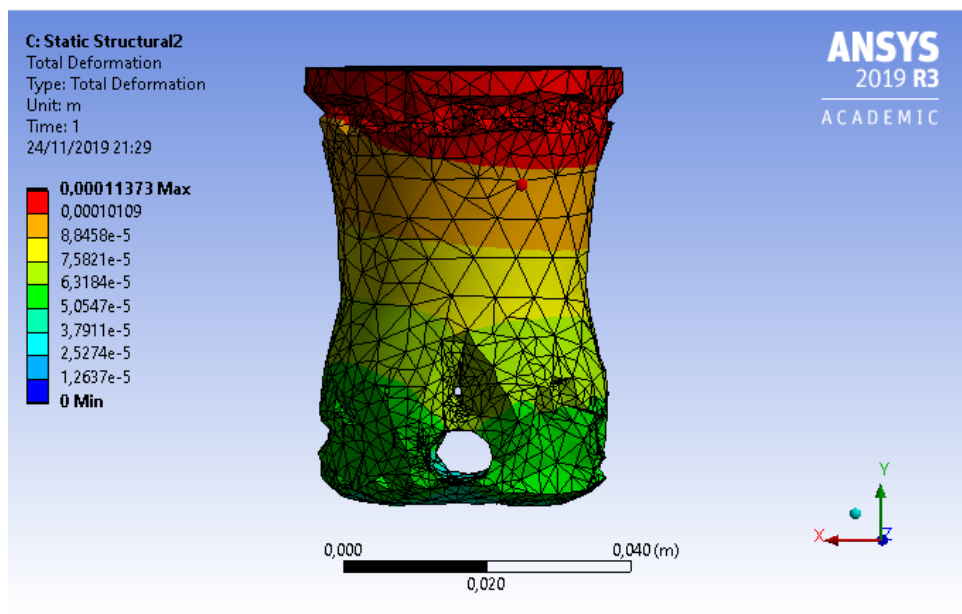


Figura 27 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 70% do volume para a aplicação de 1000N

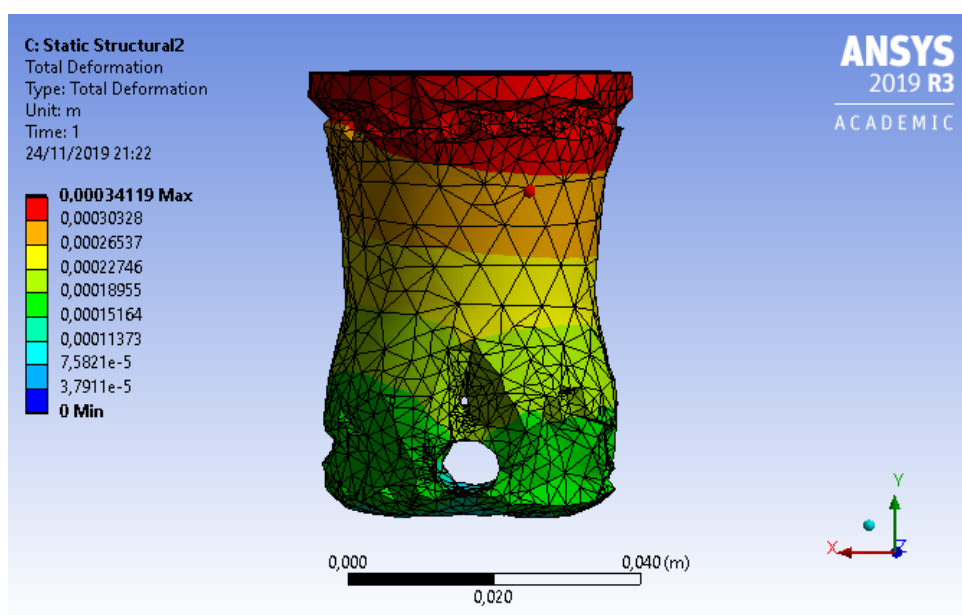


Figura 28 – Simulação da deformação após a otimização topológica com a permanência de apenas 70% do volume para a aplicação de 3000N

de mínima deformação admissível para adaptadores de prótese. Para avaliar o modo de falha dos materiais fabricados, os testes foram continuados até o limite de deformação de até 4 mm (Tabela 6). Esses valores apontaram que a carga aplicada para que haja fratura é muito elevada, considerando as necessidades de projeto, pode-se alegar que todos os modelos são confiáveis.



Figura 29 – Adaptadores após os ensaios de compressão

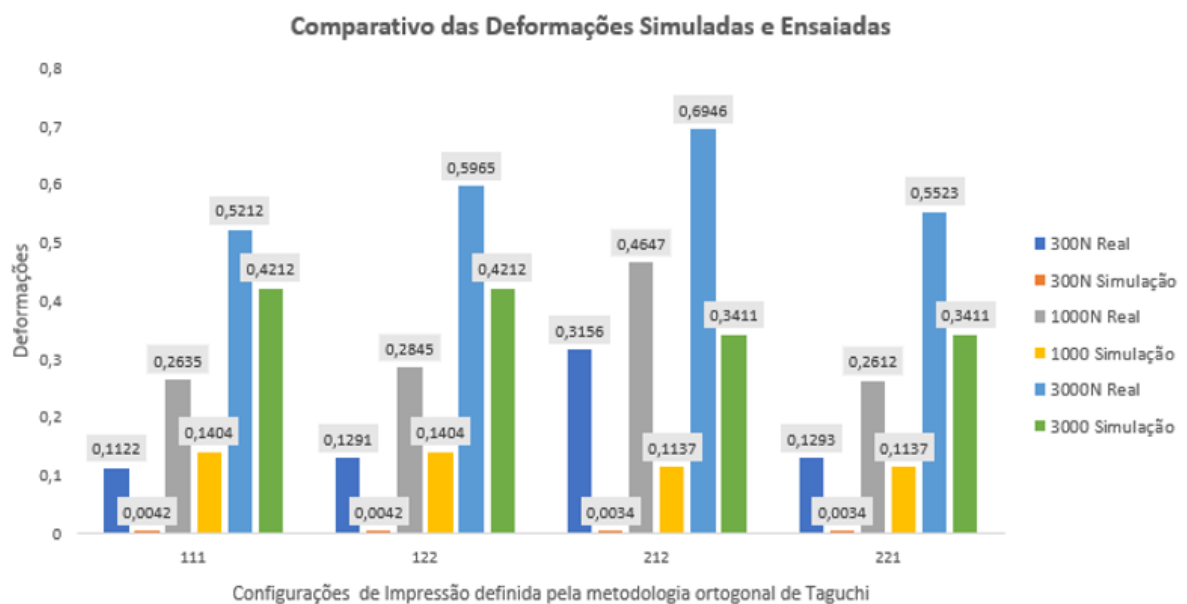


Figura 30 – Gráfico de comparação dos resultados de deformação na simulação e no ensaio de compressão

### 6.3 ENSAIO DE TRAÇÃO

Para o ensaio de tração, foi realizado a impressão seguindo as informações da Tabela 3. Cada configuração contou com 3 amostras. Sendo assim, foram realizados 12 experimentos, semelhante ao ensaio de compressão. Em um ensaio de tração é possível obter medições para a variação da deformação em função da tensão aplicada. Essa variação pode ser definida pelo traçado da curva tensão-deformação, gerada diretamente pela máquina (Figura 31).

Tabela 6 – Média das Forças absorvidas ao atingir o de deformação de 4 mm.

Configuração do Experimento	Media da Força (N)
111	29.498,74
122	23.498,86
212	28.672,27
221	25.716,04

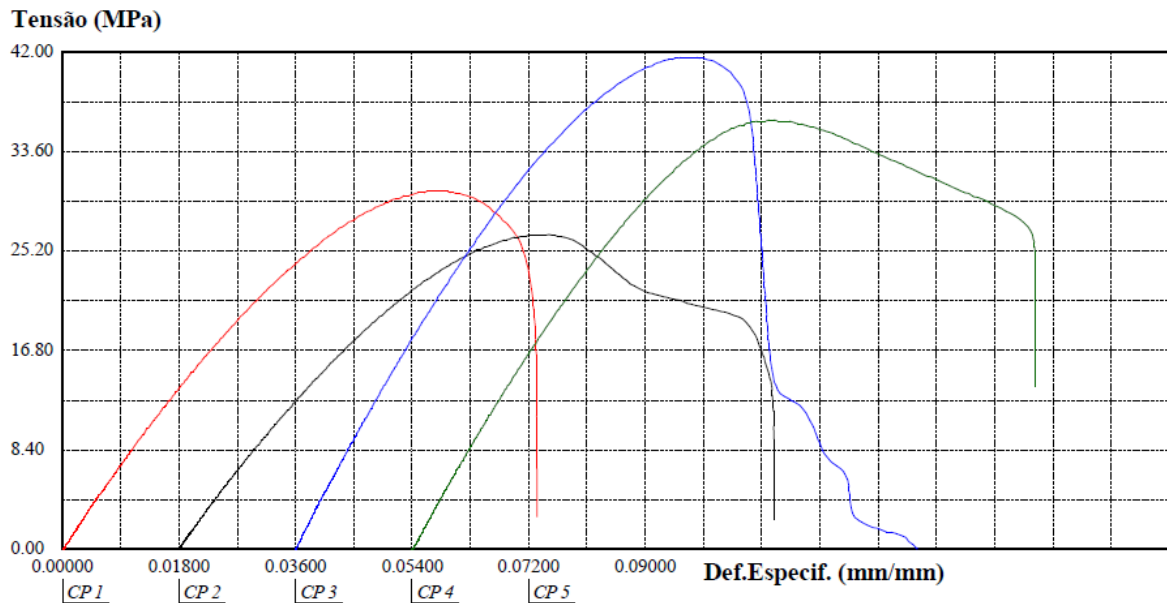


Figura 31 – Grafico de Tensão x Deformação, onde o CP1 representa a configuração 111, CP2 a configuração 122, CP3 a configuração 212 e por fim o CP4 que representa a configuração 221 de acordo com o método ortogonal de Taguchi.

Na Tabela 7 apresentam-se a média dos resultados para cada configuração, avaliou-se que a configuração 212 (CP 2) suportou a maior tensão sendo essa de 41,59 MPa. Como apresentado na Figura 31 pode-se observar que nenhum corpo houve alteração sensível na região elástica e em dois corpos de provas (CP1 e CP3) não houve o total rompimento (Figura 32). Após o limite elástico, entretanto, o comportamento foi fortemente diferente. Esse comportamento foi, entretanto, relacionado apenas a forma macroscópica dos corpos de prova impressos, que possuíam espaços vazios no seu interior, o que não gerou um objeto completamente sólido. Assim, após o início da deformação plástica, os vazios contribuíram a uma queda rápida da tensão e na segunda configuração a oscilação.

#### 6.4 TESTE DE UMIDADE

Nas primeiras duas horas do teste não houve nenhuma alteração nos corpos de provas. Todavia, os teste de umidade após 24h, mostram que os corpos de prova independente da sua

Tabela 7 – Média dos resultados de tração para cada configuração.

Parâmetros				Resultados			
Corpo de Prova	Largura (mm)	Espessura (mm)	Comp. (mm)	Área (mm <sup>2</sup> )	Força Maxima (N)	Tensão Maxima (Mpa)	Alongam. (%)
111	12,1	3,1	50,0	37,71	1134,89	30,26	7,32
122	12,1	3,15	50,0	38,12	1015,76	26,65	9,19
212	12,2	3,25	50,0	39,65	1649,04	41,59	9,84
221	12,2	3,10	50,0	37,82	1373,15	36,31	9,63



Figura 32 – Corpos de prova após o ensaio de tração. Corpos de prova 1 e 3 sem apresentar o total rompimento após o ensaio.

configuração absorveram uma quantidade mínima de água como apresentado na Tabela 8. Mais testes com um tempo superior ao de 24h deverão ser realizados para posterior discussão. Estes baixos valores obtidos no teste de umidade, mostra que o polímero possui baixa absorção de umidade.

## 6.5 METODOLOGIA DE TAGUCHI

Os valores de deformação média da Tabela 5 foram inseridos no software *MiniTab*, obtendo assim os dados da relação sinal-ruído S/N (Tabela 9) e o gráfico do efeito de cada parâmetro na relação sinal-ruído (Figura 33).

Tabela 8 – Resultados de Absorção dos corpos de prova.

Corpo de Prova	Dimensões Iniciais				Dimensões Após 24 h			
	Comp. (mm)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Peso (g)	Comp. (mm)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Peso (g)
1	76,37	25,20	3,05	7,10	77,00	25,30	3,15	6,90
2	77,00	25,25	3,20	7,40	77,05	25,32	3,25	7,30
3	76,30	25,12	3,07	7,10	77,05	25,25	3,10	7,00
4	76,25	25,20	3,05	6,9	76,30	25,25	3,10	6,80

Tabela 9 – Tabela gerada pelo programa que apresenta a diferença (Delta) entre as razões (S/N). Sendo os fatores DP, PP e NC, respectivamente, Densidade de Preenchimento, Padrão de Preenchimento e Numero de Camadas.

Nível	DP	PP	NC
1	8,746	7,518	9,073
2	7,306	8,543	6,979
Delta	1,440	1,015	2,094
Posto	2	3	1

Para analisar do impacto individual dos fatores é preciso verificar os valores da razão sinal-ruído (S/N). O fator numero de camadas, representado pela terceira coluna, apresentou a maior diferença entre razões, de 2.094, enquanto o fator da segunda coluna, padrão de preenchimento, possui a menor diferença no valor de 1.015. Logo, o fator mais impactante foi o numero de camadas, o que pode ser constatado também no gráfico, onde as configurações com 3 camadas apresentaram menores deformações. A configuração que apresentou a menor deformação, para esse experimento, é a que possui 70% de preenchimento, padrão de preenchimento Honeycomb e três números de camadas, que é a mesma configuração 212. Essa configuração fez parte dos experimentos já realizados, logo não houve necessidade de um experimento de confirmação.

Com relação ao custo de fabricação para confeccionar esses modelos não ultrapassou R\$10,00 (dez reais) por unidade. Mesmo considerando a mão de obra, impostos e outros gastos, o custo final ainda seria inferior ao valor de mercado do modelo convencional que varia, em média, de R\$ 200 a R\$ 500.

Um fator agravante nesse processo é que a requisição de peças desse tipo não se dá em larga escala, mas sim por pedidos pontuais, de forma quase personalizada. É isso o que ocorre com a impressão de próteses de membro superior por Organizações Não Governamentais. Justamente por esse motivo, é essencial oferecer produtos acessíveis às pessoas que necessitam desse tipo de tecnologia, em particular a população mais carente.

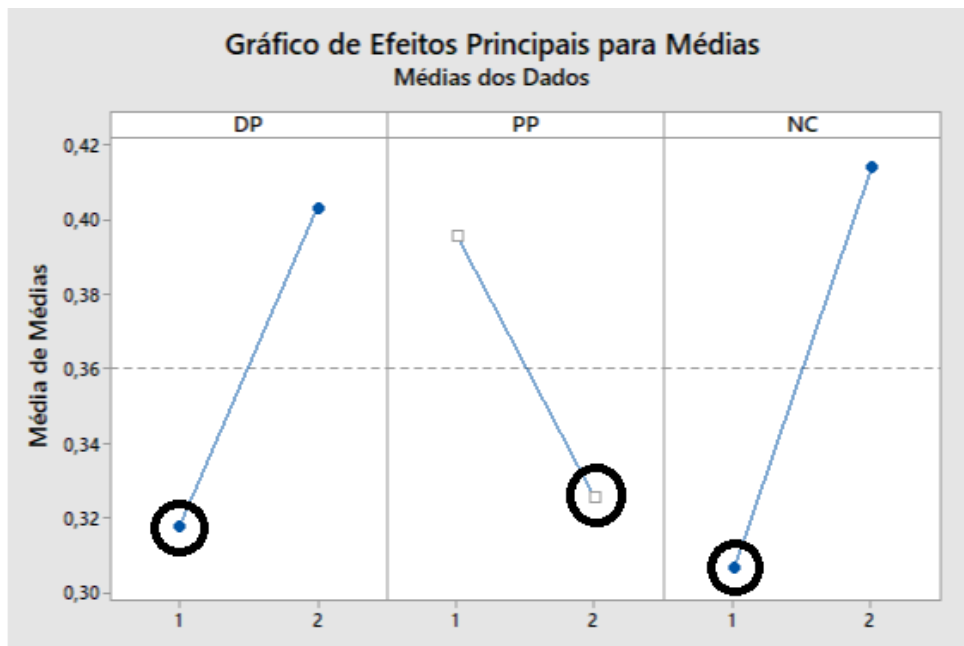


Figura 33 – Impacto de cada fator para alcançar a menor deformação possível sob a aplicação de 3000N de carga. O fator 1 e 2 do primeiro parâmetro corresponde, respectivamente, a 50% e 70%. O fator 2 segundo parâmetro corresponde, respectivamente, a Honeycomb e Rectlinear e por fim o terceiro parâmetro corresponde, respectivamente, a 2 e 3 camadas

## 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

No Brasil ainda é expressivo o número portadores de próteses totais de membros inferiores que necessitam retornar ao convívio social e ao mercado de trabalho. Sendo assim, quanto mais pesada for a prótese mais reduzida será a mobilidade e produtividade de seu usuário. O presente trabalho tem por objetivo propor uma alternativa de acesso a um dos componentes de próteses. Sua proposta foi modelar, simular e avaliar um adaptador de prótese de membro inferior usando impressoras 3D. Conforme os objetivos propostos, ambicionava avaliar a possibilidade de se chegar a um modelo de adaptador capaz de suportar as cargas estipuladas com baixo custo de confecção.

Os resultados obtidos através das simulações demonstram que o desenho proposto para o adaptador é capaz de suportar tensões acima daquelas requeridas quando do uso de uma prótese por uma pessoa de até 60kg. Com relação aos ensaios mecânicos este trabalho obteve resultado de cunho consistente e positivo em função da resistência do material. A aplicação deste material fabricados por impressão 3D para adaptadores para próteses se mostrou promissora com relação ao comportamento mecânico de compressão e tração. Na condição de testes equivalente ao esforço de compressão por uma pessoa de 60kg (força aplicada para cada perna de 300N de forma estática), nenhum dos materiais sofrerá trincas. O material PETG apresentou uma absorção mínima de água e pode ser sugeridos como um material promissor para produtos que tenham esse tipo de limitação.

A confiabilidade dos modelos pode ser atestada pelos valores médios de deformação para as cargas aplicadas (Tabela 5) e pelos altos valores de carga (Tabela 6). A partir de tais valores, podemos afirmar que qualquer uma das configurações testadas, quando utilizadas por uma pessoa de até 60kg, não deformará além do estipulado (3mm), nem sofrerá trincas. Tais resultados, juntamente com o preço médio calculado por peça (menos de R\$ 13), confirma a suposição inicial de que a impressão 3D pode ser empregada para a confecção desse tipo de órtese de baixo custo.

Os protótipos de PETG, mesmo com maior deformação, não apresentaram trincas e fraturas nas maiores cargas de teste de compressão. Pode-se considerar que este material, por possuir maior flexibilidade apresenta maior confiabilidade na sua utilização.

A utilização da impressão 3D para a confecção desse tipo de prótese se mostrou promissora, pelo baixo custo de material e pela flexibilidade de geometrias possíveis de se obter. Além disso, é possível otimizar variáveis de processo tais com densidade e padrão de preenchimento, que afetam o comportamento mecânico dos protótipos. Apesar dos resultados positivos nos ensaios,



será necessário em trabalhos futuros avaliar outras propriedades mecânicas para e validar a utilização desse modelo como de adaptador de próteses humanas.

## REFERÊNCIAS

- 3DX. *Filamento PETG*. 2018. Disponível em: <<https://www.loja3dxfilamentos.com/filamento-petg-175-mm-500g-preto-translucido-950646926xJM>>. Acesso em: 19 de Setembro de 2019.
- AFINKO. *Ensaio de Absorção de Água*. 2019. Disponível em: <<https://afinkopolimeros.com.br/servicos/ensaios-laboratoriais/ensaios-fisicos/>>. Acesso em: 3 de Outubro de 2019.
- ALBURQUERQUE, A. J. *Optimización y caracterización de piezas de PLA fabricadas mediante técnicas aditivas*. Dissertação (B.S. thesis), 2014.
- ALMEIDA, H. S. de et al. Método taguchi: Qualidade voltada para o projeto do produto e do processo. *Revista de Administra&ccedil; ão da Universidade de São Paulo*, v. 24, n. 4, 1989.
- ALVES, D. C. C. *Aspectos ergonômicos relevantes para a concepção de tecnologia assistiva: órteses de membros inferiores*. Tese (Doutorado), 2012.
- AVELAR, I. S. d. *Análise biomecânica da inicialização da marcha de amputados transtibiais protetizados*. Universidade Federal de Goiás, 2012.
- AZEVEDO, F. M. d. et al. *Estudo e projeto de melhoria em máquina de impressão 3D*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2013.
- BENEDETTO, K. M. D. et al. Reintegração corporal em pacientes amputados e a dor-fantasma. *Acta fisiatrica*, v. 9, n. 2, p. 85–89, 2002.
- BOA IMPRESSÃO 3D. *Como Funciona a Impressora 3D FDM*. 2017. Disponível em: <<https://boaimpressao3d.com.br/aplicacoes/como-funciona-impressora-3d-fdm/>>. Acesso em: 10 de Setembro de 2019.
- BOCCOLINI, F. Reabilitação: amputados, amputações e próteses. In: *Reabilitação: amputados, amputações e próteses*. [S.l.: s.n.], 1990.
- BRASIL, A. *Publicado decreto que autoriza uso do FGTS para compra de próteses e órteses*. 2018. Disponível em: <<https://congressoemfoco.uol.com.br/especial/noticias/publicado-decreto-que-autoriza-uso-do-fgts-para-compra-de-proteses-e-orteses/>>. Acesso em: 30 de julho de 2019.
- CALLISTER, W. D. et al. *Materials science and engineering: an introduction*. [S.l.]: John wiley & sons New York, 2009. v. 8.
- CARVALHO, J. A. *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação*. [S.l.]: Manole, 2003.
- CASAVOLA, C. et al. Residual stress measurement in fused deposition modelling parts. Elsevier, v. 58, p. 249–255, 2017.
- CASSIMIRO, J. *AMPUTAÇÕES, ÓRTESES E PRÓTESES*. 2014. Disponível em: <[http://rascunhosdefisioterapia.blogspot.com/2014/03/amputacoes-orteses-e-proteses\\_1426.html](http://rascunhosdefisioterapia.blogspot.com/2014/03/amputacoes-orteses-e-proteses_1426.html)>. Acesso em: 15 de Outubro de 2019.

CASSU, S. N. et al. Comportamento dinâmico-mecânico e relaxações em polímeros e blendas poliméricas. *Química nova*, SciELO Brasil, 2005.

CHAN, K. et al. Low-cost 3d printers enable high-quality and automated sample preparation and molecular detection. *PloS one*, Public Library of Science, v. 11, n. 6, p. e0158502, 2016.

CHAPLIN, M. *Metodologia de Pesquisa*. 2018. Disponível em: <<https://slideplayer.com.br/slide/12734006/>>. Acesso em: 10 de Setembro de 2019.

CICALA, G. et al. Engineering thermoplastics for additive manufacturing: A critical perspective with experimental evidence to support functional applications. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 15, n. 1, p. 10–18, 2017.

CRENSHAW, A. Cirurgia ortopédica de campbell. In: *Cirurgia ortopédica de Campbell*. [S.l.: s.n.], 1997.

DAVIS, T. *Anterior Ankle Impingement*. 2018. Disponível em: <<https://physiodirectnz.com/anterior-ankle-impingement/>>. Acesso em: 12 de Setembro de 2019.

GALAN, J. E. *Cien años de la Primera Guerra Mundial*. 2018. Disponível em: <<https://www.xlsemanal.com/conocer/historia/20181108/primer-guerra-mundial-centenario-fotos.html#foto8>>. Acesso em: 11 de Outubro de 2019.

GOMES, E. B. *Análise do comportamento da soldagem por Curto-Circuito aplicado ao processo Eletrodo Tubular através da Metodologia Taguchi*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Itajubá, 2006.

GROSS, B. C. et al. *Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences*. [S.l.]: ACS Publications, 2014.

GUO, C. et al. Model building and slicing in food 3d printing processes: A review. *Comprehensive Reviews in Food Science and Food Safety*, Wiley Online Library, 2019.

GUSBERTI, L. W. Um estudo experimental do comportamento mecânico do pla frente aos parâmetros do processo de impressão 3d. 2019.

HOPPENFELD, S. et al. Propedêutica ortopédica, coluna e extremidades. In: *Propedêutica ortopédica, coluna e extremidades*. [S.l.: s.n.], 1987.

INTERNATIONAL, A. *Standard practice for evaluating the resistance of plastics to chemical reagents. ASTM D543*. [S.l.]: ASTM International, 1995.

INTERNATIONAL, A. *ASTM D638-14, Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*. [S.l.]: ASTM International, 2015.

JOSÉ, O. S. *PRÓTESE TRANSTIBIAL ENDOESQUELÉTICA KBM*. 2010. Disponível em: <<http://ortopediasaojose.com.br/produto/protese-transtibial-endoesqueletica-kbm/>>. Acesso em: 10 de Setembro de 2019.

LIMA, C. R. d. *Projeto de mecanismos flexíveis usando o método de otimização topológica*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2002.

LOPES, G. T. F. Exploração das possibilidades da impressão 3d na construção. 2016.

MACEDO, P.

*Especificações de Projeto para um adaptador protético de tornozelo impresso em 3D* — Monografia, UEMA, São Luís, 2017.

MATOS, D. *Design de Dispositivos Médicos: Contributo do Design para o Desenvolvimento de uma Prótese Externa de um Membro Inferior*. 2015. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/publication/319904695\\_Design\\_de\\_Dispositivos\\_Medicos\\_Contributo\\_do\\_Design\\_para\\_o\\_Desenvolvimento\\_de\\_uma\\_Protese\\_Externa\\_de\\_um\\_Membro\\_Inferior](https://www.researchgate.net/publication/319904695_Design_de_Dispositivos_Medicos_Contributo_do_Design_para_o_Desenvolvimento_de_uma_Protese_Externa_de_um_Membro_Inferior)>. Acesso em: 10 de Junho de 2019.

NERY, C. A. d. S. et al. Artroplastia total de tornozelo: experiência brasileira com a prótese híntegra. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia, 2010.

NEUMANN, D. A. *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2011.

OMS. Oms. relatório mundial sobre a deficiência. *World Health Organization, The World Bank. Tradução Lexicus Serviços Lingüísticos*. -São Paulo: SEDPcD, 2012.

ORTHOPÉDIQUE, C. D. T. *Bride*. 2015. Disponível em: <<http://www.ebjpo.com/fr/productInfo/20151029153742968.htm>>. Acesso em: 7 de Agosto de 2019.

PAIVA, L. L. et al. Reinventando a vida: um estudo qualitativo sobre os significados culturais atribuídos à reconstrução corporal de amputados mediante a protetização. *Interface - Comunicação, Saúde, Educação*, scielo, v. 12, p. 485 – 497, 09 2008. ISSN 1414-3283. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1414-32832008000300003&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1414-32832008000300003&nrm=iso)>.

PAVANI, R. et al. Resignificando o uso de materiais em próteses totais de membros inferiores. *Uberlândia (Brazil): Enebi-Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica*, 2015.

PERONA, M. Manufacturing conformity assessment through taguchi's quality loss function. *International Journal of Quality & Reliability Management*, MCB UP Ltd, v. 15, n. 8/9, p. 931–946, 1998.

PIMENTA, C. D. et al. Método taguchi aplicado na identificação dos fatores causadores da decarbonetação do arame de aço sae 51b35, durante tratamento térmico de esferoidização. *Revista GEPROS*, n. 2, p. 97, 2012.

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.

REIS, T. Conheça os diferentes tipos de materiais para impressão 3d fdm. *Cascavel: Impressão 3D Fácil*, 2016.

ROCHA, A. *Diabetes é uma das causas de amputação no Brasil*. 2019. Disponível em: <<https://jornaldebrasil.com.br/saude/diabetes-e-uma-das-causas-de-amputacao-no-brasil/>>. Acesso em: 14 agosto 2019.

ROSS, P. J. *Aplicações das técnicas Taguchi na engenharia da qualidade*. [S.l.]: Makron Books, 1991.

- SABINO, S. D. M. et al. Ansiedade, depressão e desesperança em pacientes amputados de membros inferiores. *Acta fisiátrica*, v. 20, n. 4, p. 224–228, 2013.
- SALMORIA, G. V. et al. Prototipagem rápida por impressao 3d com resinas fotocuráveis: uma análise sobre as tecnologias disponíveis no mercado nacional. *Anais do*, v. 9, p. 360–367, 2007.
- SANTANA, L. et al. Avaliação de uma impressora 3d baseada em projeto de código aberto na fabricação de peças em pla. 2015.
- SANTOS, I. C. R. V. et al. Amputations for diabetic foot and social factors: implications for nursing preventive care. *Revista da Rede de Enfermagem do Nordeste*, v. 12, n. 4, 2011.
- SAUDE, O. O. M. D. Classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saude: Cif. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo – EDUSP, 2003.
- SCHOLTEN, S. et al. Manufatura de próteses de membros superiores de baixo custo através de técnicas de modelagem e impressão 3d. 2018.
- SCHOPPEN, T. et al. Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 84, n. 6, p. 803–811, 2003.
- SELLES, R. W. et al. A randomized controlled trial comparing functional outcome and cost efficiency of a total surface-bearing socket versus a conventional patellar tendon-bearing socket in transtibial amputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 86, n. 1, p. 154–161, 2005.
- SILVA, A. et al. Comparative analysis of ankle prosthesis connector adapters in 3d printed using pla and petg. In: SPRINGER. *XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering*. [S.l.], 2019. p. 155–161.
- SILVA, J. R. C. d. Método de concepção de articulações flexíveis em impressoras 3d. 2014.
- SILVA, J. V. L. da et al. Desenvolvimento de dispositivos de tecnologia assistiva utilizando impressão 3d. *CNRTA-CENTRO NACIONAL DE REFERÊNCIA EM TECNOLOGIA ASSISTIVA (Organizador)*, p. 33, 2014.
- SIMMONS, J. *3D Print Infill Patterns Explained*. 2018. Disponível em: <<https://the3dbros.com/3d-print-infill-patterns-explained/>>. Acesso em: 7 de novembro de 2019.
- SMITH, W. F. et al. *Foundations of materials science and engineering*. [S.l.]: McGraw-hill New York, 2008. v. 397.
- SOUZA, H. J. C. D. et al. Molecular assay optimized by taguchi experimental design method for venous thromboembolism investigation. Elsevier, v. 25, n. 5-6, p. 231–237, 2011.
- STEPHENS, B. et al. Ultrafine particle emissions from desktop 3d printers. *Atmospheric Environment*, Elsevier, v. 79, p. 334–339, 2013.
- TERRA, R. M. et al. Dispositivos intra-traqueais: próteses ou órteses? *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, v. 32, n. 6, p. 606–607, 2006.
- VIDAL, A. L. A. et al. Avaliação da qualidade de vida em pacientes amputados de membros inferiores. *Med. rehabil*, v. 23, n. 1, p. 12–17, 2004.