

FACULDADES INTEGRADAS DE ARACRUZ  
CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA MECÂNICA

**GILMARA PEREIRA SOEIRO**  
**HUDSON NASCIMENTO CAMPOS**  
**LUAN IGNÁCIO SANTOS SILVA BARBOSA**  
**PEDRO ANTÔNIO DA SILVA BANDEIRA**

**PROJETO DE UMA PRÓTESE MECÂNICA TRANSTIBIAL**

ARACRUZ – ES

2019

**GILMARA PEREIRA SOEIRO**  
**HUDSON NASCIMENTO CAMPOS**  
**LUAN IGNÁCIO SANTOS SILVA BARBOSA**  
**PEDRO ANTÔNIO DA SILVA BANDEIRA**

**PROJETO DE UMA PRÓTESE MECÂNICA TRANSTIBIAL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado pelo Departamento do curso de Engenharia Mecânica das Faculdades Integradas de Aracruz, como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Harerton Oliveira Dourado

ARACRUZ – ES

2019

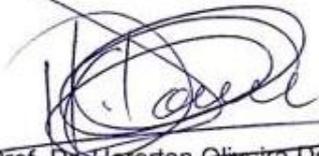
**GILMARA PEREIRA SOEIRO  
HUDSON NASCIMENTO CAMPOS  
LUAN IGNÁCIO SANTOS SILVA  
PEDRO ANTÔNIO DA SILVA BANDEIRA**

**PROJETO DE UMA PRÓTESE MECÂNICA TRANSTIBIAL**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à coordenadoria do curso de Engenharia Mecânica das Faculdades Integradas de Aracruz, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Aprovado em 11 de dezembro de 2019

**COMISSÃO EXAMINADORA**



Prof. Dr. Hareton Oliveira Dourado  
Faculdades Integradas de Aracruz  
Orientador



Prof. Me. João Paulo Calixto da Silva  
Faculdades Integradas de Aracruz  
Examinador interno



Prof. Esp. Ernandes Marcos Scopel  
Instituto federal do Espírito Santo  
Examinador externo

## RESUMO

No Brasil o número de pessoas com deficiência motora é de 7% da população, cerca de 13 milhões de indivíduos, cerca 5% deles não possuem membros ou sofrem com falta de parte deles. E os níveis de reabilitação com uso das próteses é baixo por causa do custo elevado e peso extra. Este projeto tem como objetivo estudar, simular e aperfeiçoar próteses mecânicas transtibial, para atender as exigências da demanda. Após estudos foi utilizado Método antropométrico para coletar dados precisos na região da lesão, tendo as medidas de uma perna real para utilizar na simulação. Com os dados obtidos, foi realizada modelagem em 3D no software SolidWorks e para sujeitar aos métodos dos elementos finitos foi usada no software AnsysWorkbench. Utilizando material titânio para as primeiras simulações tendo uma espessura de 3 mm e colocada sobre tensão de uma força de 960 N que corresponde ao peso do indivíduo mais 20%. A metodologia proposta consistiu em utilizar técnicas antropométricas para coletar medidas precisas de uma perna humana e utiliza-las para desenvolver um modelo digital tridimensional para depois submetê-lo a uma análise pelo método dos elementos finitos através do software Ansys Workbench. O biomaterial utilizado foi o Titânio e a força aplicada na simulação foi de 960 N na face superior sentido axial da prótese. O resultado da simulação inicial, para uma espessura arbitrária de 3 mm, demonstrou que o local de maior tensão equivalente de von-Mises se encontra na união entre o extensor tibial e o joelho, com um valor de 3,93 MPa, massa de 1,48 kg.

**Palavras-chave:** Próteses, acessibilidade, simulações numéricas.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Principais níveis de amputação.....	15
Figura 2 - Classificação das próteses para os membros superiores, pelo critério da fonte de energia .....	16
Figura 3 - Circunferência da panturrilha .....	24
Figura 4 - Circunferência abaixo da panturrilha.....	25
Figura 5 - Circunferência do tornozelo .....	26
Figura 6 - Altura da perna .....	27
Figura 7 - Pontos de medida da perna .....	28
Figura 8 - Modelo final desenvolvido no software Solidworks .....	30
Figura 9 - Imagem da malha de simulação utilizada pelo software Ansys Workbench .....	31
Figura 10 - Imagem em escala de cores para as tensões de von-Mises .....	31
Figura 11 - Escala de cores para as tensões de von-Mises.....	33
Figura 12 - Prótese de mercado para comparação (VARI-FLEX MODULAR, da marca Össur).....	33
Figura 13 - Prótese de mercado para comparação (Silhouette, da marca Freedom Innovations).....	34
Figura 14 - Simulação da prótese de fibra de carbono de 3 mm de espessura .....	35
Figura 15 - Simulação da prótese de carbono com 1,5 mm de espessura .....	36

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Medidas tiradas de um integrante do grupo .....	27
Tabela 2 - Medidas da perna.....	28
Tabela 3 - Dimensionamento do Modelo.....	30

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>9</b>
1.1 OBJETIVOS .....	11
<b>1.1.1 Objetivo geral</b> .....	<b>11</b>
<b>1.1.2 Objetivos específicos</b> .....	<b>11</b>
<b>2 REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>12</b>
2.1 BIOENGENHARIA .....	12
2.2 MARCHA HUMANA .....	12
2.3 PRÓTESES .....	13
2.4 CLASSIFICAÇÕES DAS PRÓTESES .....	15
<b>2.4.1 Quanto ao nível de amputação</b> .....	<b>15</b>
<b>2.4.2 Quanto à fonte de energia</b> .....	<b>16</b>
2.5 TECNOLOGIAS .....	18
<b>2.5.1 Impressão 3D</b> .....	<b>18</b>
<b>2.5.2 Motion capture</b> .....	<b>19</b>
<b>2.5.3 Scanner 3D</b> .....	<b>19</b>
2.6 OTIMIZAÇÃO E SIMULAÇÕES E ENGENHARIA .....	20
2.7 ANTROPOMETRIA .....	21
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	<b>22</b>
3.1 MÉTODOS DE COMPARAÇÃO .....	22
3.3 MÉTODOS ANTROPOMÉTRICOS .....	23
<b>3.3.1 Circunferência da panturrilha</b> .....	<b>24</b>
<b>3.3.2 Circunferência do tornozelo</b> .....	<b>25</b>
<b>3.3.3 Altura da perna</b> .....	<b>26</b>
<b>3.3.4 Medidas da secção para montagem no molde virtual</b> .....	<b>27</b>
3.4 CONDIÇÕES DE CONTORNO PARA SIMULAÇÃO .....	29
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>30</b>
4.1 MODELAGEM 3D .....	30
4.2 OTIMIZAÇÃO .....	32
4.3 DISCUSSÕES DE RESULTADOS .....	33
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	<b>37</b>
5.1 SUGESTÕES TRABALHOS FUTUROS .....	37

<b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>38</b>
------------------------------------------	-----------

## 1 INTRODUÇÃO

A Amputee Coalition of America estima que existam 185.000 novas amputações de membros inferiores a cada ano apenas dentro dos Estados Unidos e uma população estimada em 2 milhões de amputados americanos.

Dados do último censo demográfico realizado em 2010, afirmam que no Brasil o número de pessoas com deficiência motora<sup>1</sup> é de 7%, mais de 13 milhões de pessoas (IBGE, 2010). Diante desse quadro, é perceptível a importância e necessidade de promover e garantir os direitos às pessoas com deficiência. Na prática, a realização dos direitos das pessoas com deficiência exige ações em ambas as frentes, a do direito universal e a do direito de grupos específicos, tendo sempre como objetivo principal minimizar ou eliminar a lacuna existente entre as condições das pessoas com deficiência e as das pessoas sem deficiência (IBGE, 2010).

A responsabilidade de enquadrar nas atividades cotidianas os indivíduos que sofriam com a falta de um membro, proporcionou um grupo de pessoas, como engenheiros, médicos, inventores e curiosos a criar objetos para prover os membros cruciais na vida dos mesmos indivíduos que sofriam com grave problema. As próteses não atingiram o conforto necessário e a maiorias das vezes incomodavam e feriam os usuários, mas a evolução de novos protótipos deu origem a um trajeto para aprimoramento das próteses (NORTON, 2007).

No Brasil, apesar do alto índice de deficiência motora, os números correspondentes a fabricação nacional de próteses ortopédicas é tímida. Segundo a Associação Brasileira de Ortopedia Técnica (Abotec, 2013), o Brasil possui apenas uma fábrica de próteses, fundada em 2004, com outras 180 empresas ligadas à associação fazem apenas a montagem das peças.

Praticamente todas as próteses que são criadas no Brasil são inspiradas nas próteses que foram planejadas fora do país, diferente de como ocorre na Europa e nos

---

<sup>1</sup> Segundo a Organização Mundial de Saúde (s/d), a deficiência motora é uma disfunção física ou motora, que poderá ser de carácter congénito ou adquirido.

Estados Unidos, que fazem um estudo prévio de 15 a 20 anos para que seja lançado um material ou uma arquitetura nova no mercado (TAGLIARI, 2011).

Fora a dificuldade para se adquirir uma prótese ou órtese no Brasil, o presidente da Associação Brasileira de Ortopedia Técnica (Abotec), o médico Henrique Grego Maia, levanta outro obstáculo: sem as adaptações fundamentais e dinheiro para pagar pela correção dos aparelhos, que podem custar até R\$ 4 mil, 60% dos pacientes desistem das próteses de uso externo, especialmente a de braços e pernas.

Um estudo relatou que a maioria dos amputados (68%) que abandonaram ou rejeitaram o uso de próteses pode estar disposta a reconsiderar o uso de uma prótese se melhorias na tecnologia forem feitas a um custo razoável (RESNIK et al., 2012). Esses números refletem a importância do estudo do desenvolvimento de novos métodos protéticos, buscando aceitação e acessibilidade aos pacientes, analisando e criando novas tecnologias voltadas a essa área. Com a pesquisa apresentada no referencial teórico para realização deste trabalho, verificou-se que novos métodos, materiais e tecnologias devem proporcionar aos usuários de próteses qualidade de vida. Os equipamentos e mecanismos devem oferecer satisfação ao paciente, trazendo funcionalidade, estética, conforto, características mais próximas às de um membro original.

Diante do exposto, o objeto de estudo deste trabalho será uma prótese de membro inferior, mas a técnica aqui aplicada também poderá ser absorvida por estudos de membros superiores.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo geral

Projetar uma prótese mecânica mais leve e com design diferenciado para os amputados de membros inferiores.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- Criar modelo tridimensional digital da prótese proposta;
- Avaliar as propriedades mecânicas da prótese proposta utilizando simulações numéricas;
- Avaliar a adaptação dos usuários através da comparação entre relação peso/resistência de outras próteses comerciais.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo é feita uma breve abordagem a respeito da união da engenharia à medicina moderna, com objetivo de familiarizar os leitores a respeito dos principais conceitos. Além disso, são expostas informações importantes para o entendimento das próteses, como elas são avaliadas pelo usuário e ainda a sua relação com cada tipo de amputação, e ainda as novas tecnologias que vem sendo criadas para a área protética. Ainda, sobre a importância da simulação e modelagem para engenharia mecânica, com foco em sólidos.

### 2.1 BIOENGENHARIA

A geração da bioengenharia fornece um conjunto de fundamentos que concedem aprimorar a assistência de pacientes que tiveram a perda de um ou vários de seus membros (BARRERA, 2017).

A biomecânica é a área da bioengenharia que estuda a estrutura e função de sistemas biológicos por meio de métodos mecânicos (HATZE, 1974). Tem como objetivo entender como o sistema locomotor opera, a otimização do desempenho esportivo e patológico, e redução de lesão.

### 2.2 MARCHA HUMANA

Para melhor entender as próteses é importante perceber alguns conceitos à anatomia e à locomoção/marcha do ser-humano.

A marcha mecânica é definida como um ciclo em que começa com o contato do calcanhar do pé com o solo e termina quando ocorre novamente o contato do calcanhar do mesmo pé com o solo (COMPLETO, 2011). Esse ciclo é dividido em duas fases, a de apoio, em que o pé está em contato com o solo, e a fase de balanço, em que o pé não está em contato com o solo (COMPLETO, 2011).

A marcha humana além de ser a mobilidade do corpo mais comum é um movimento de intensa complexidade, pois é o resultado de um procedimento complicado que abrange o cérebro, medula espinhal, nervos periféricos, músculos, ossos e articulações (WHITTLE, 2007).

Um indivíduo amputado que utiliza uma prótese sofre modificações no seu parâmetro de marcha normal. Inúmeros estudos efetuados em laboratórios de marcha têm constatado que pessoas que usam próteses em amputações transtibiais apresentam uma fase de balanço mais extensa e uma fase de apoio equivalente ao ciclo de marcha típico de um ser saudável. Andar com uma prótese solicita em qualquer situação aplicar maior carga no membro intato, estendendo a produção de força de propulsão desse mesmo membro. Análises realizadas também comprovaram que um indivíduo amputado exibe uma extensão de anca mais alta, para equilibrar a ausência de dorsiflexão na articulação do tornozelo. Distintas assimetrias podem inserir um comprimento de passo superior com a prótese e a diminuição da extensão do joelho no lado amputado (MARQUES, 2013).

Gaspar et al. (2003), em seu trabalho sobre o gasto energético de indivíduos amputados, afirmaram que pacientes com amputação unilateral transtibial demonstraram um padrão de marcha assimétrico. Chegaram à conclusão que os pacientes gastam de 10 a 30% mais energia durante a marcha, na mesma velocidade, do que indivíduos não amputados.

Ainda sobre a marcha, Mattes et al. (2000) observaram que os pacientes exibiam uma fase de balanço mais duradoura, comprimento de passada maior e menor fase de apoio com o lado amputado em relação ao não amputado.

### 2.3 PRÓTESES

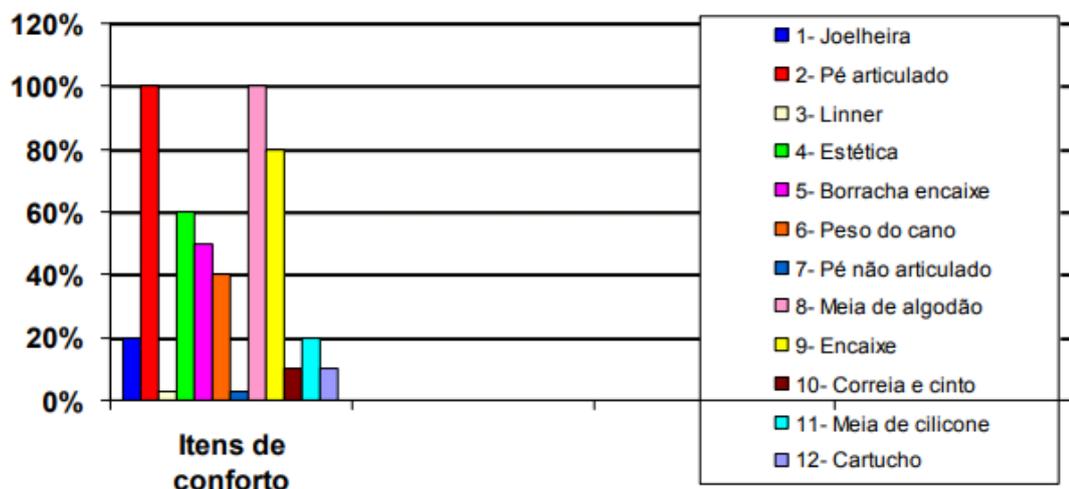
Segundo o Dicionário Brasileiro da Língua Portuguesa – Michaelis (2019), prótese é “uma peça artificial que substitui um órgão ou parte do corpo que apresenta deficiência grave, assegurando suas respectivas funções, ou que ajuda ou proporciona melhora em uma função natural”. Por sua vez, Brey (2005) define prótese como qualquer produto utilizado para restabelecer funções corporais, e é o foco da ciência da bioengenharia, atentando com a evolução e união dos componentes do corpo artificial, que emprega mecanismos de engenharia à medicina e ciências biomédicas.

Coto, outra definição importante, é a sobra do órgão que foi amputado, sendo curto, médio ou longo (ARAÚJO, 2009). A prótese será adaptada sobre o coto, substituindo o componente natural ou parte dele que foi mutilado.

De acordo com os objetivos aqui apresentados podemos citar dois autores a respeito das características que devem ser respeitadas ao se produzir uma prótese. Segundo Vidal (2008) para uma prótese ter sucesso ela precisa ter funcionalidade, agilidade, controle e cosmética. Esse último quesito está diretamente ligado ao trabalho aqui realizado, a prótese deve ter aparência estática e dinâmica de um membro humano natural. Em complemento a isso, temos as afirmações de Weir (2004), que cita um dos principais pontos desse trabalho, o peso. Membros artificiais precisam ser tão leves quanto possível, pois a falta de uma conexão íntima entre o usuário amputado e a substituição de membros significa que a prótese é percebida como uma carga externa e, portanto, como algo que deve ser transportado.

Em pesquisa realizada por Vilagra et al (2011), foram levantados dados sobre as próteses transtibiais, mostrados no Gráfico 1. Observa-se que o pé articulado é o item de maior relevância para os usuários de próteses transtibiais, e outros dois são aqueles de estudo do presente trabalho, a estética e o peso.

Gráfico 1 - Principais itens de conforto em prótese transtibiais para usuários de próteses



Fonte: Vilagra et al, 2011

## 2.4 CLASSIFICAÇÕES DAS PRÓTESES

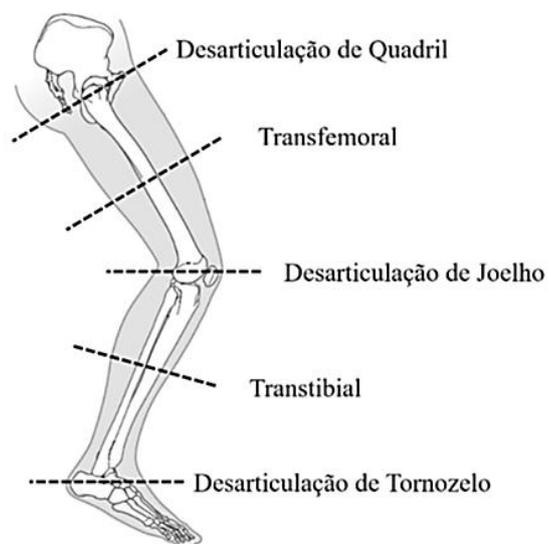
### 2.4.1 Quanto ao nível de amputação

A prótese de membros inferiores está ligada ao tipo de amputação do membro amputado, caracterizada quando ocorre numa articulação, e em desarticulação (no qual o paciente nasce sem o membro ou parte do mesmo) (COOPER, 2006).

Nos membros inferiores, os tipos de amputações são classificados em (SILVA, 2014):

- a) Desarticulação do tornozelo: com preservação de um retalho do calcanhar, para permitir a sustentação de peso na extremidade do coto;
- b) Amputação transtibial: Há a preservação do joelho, tendo parte da zona da tíbia conservada;
- c) Desarticulação do joelho: A articulação do joelho é mantida;
- d) Amputação transfemoral: 1/3 inferior, 1/3 médio ou 1/3 superior, dependendo da zona do fêmur permanece; e
- e) Desarticulação da anca (Hemipelvectomia): é uma amputação onde se retira toda a perna. Mantém-se o sistema reprodutor e a articulação da anca.

Figura 1 - Principais níveis de amputação.



Fonte: Kirtley, 2006

### 2.4.2 Quanto à fonte de energia

As próteses podem ser classificadas, de forma geral, em passivas ou ativas. Do ponto de vista da engenharia, é importante que sejam classificadas de acordo com a fonte de energia (Figura 2). As próteses passivas são aquelas em que não há forças externas, tendo foco na estética e no conforto, por sua vez as próteses ativas são aquelas que existem uma “ajuda” externa, ou do próprio usuário, para seu completo funcionamento (DEL CURA, 2005).

Cunha (2002) adaptou um método de classificação feito pela empresa Otto Bock Industry (BLOHME, 1994), e apresentou o seguinte esquema para classificação para próteses de membros superiores.

Figura 2 - Classificação das próteses para os membros superiores, pelo critério da fonte de energia



Fonte: Cunha, 2002

Quando tratamos de membros inferiores, podemos usar esse esquema, desde que alguns itens (que só existem em próteses de membros superiores) sejam excluídos dele. Em nenhum dos trabalhos aqui usado como referência foi possível encontrar próteses de membros inferiores do tipo:

Passivas para trabalho: As passivas para o trabalho possuem uma ferramenta no ponto mais distal, como por exemplo, um martelo ou um alicate de pressão. As mais conhecidas são as próteses que tem em sua extremidade um gancho, muito usadas

no passado. Existem muitas variações deste tipo de prótese, porém são obsoletas e atualmente estão em desuso (BLOHME, 1994; BOCCOLINI, 1990; GIRAUDET, 1978).

**Força própria de fonte indireta:** Estas próteses, também conhecidas como próteses ativas por tração, têm os movimentos das juntas efetuados por intermédio de cabos, os tirantes que por sua vez, são controlados por esforços e movimentos dos ombros, o próprio coto ou de ambos (BLOHME, 1994; BOCCOLINI, 1990; GIRAUDET, 1978).

**Força externa de fonte pneumática:** As próteses pneumáticas possuem um reservatório de ar comprimido ou CO<sub>2</sub>, que mediante válvulas comandadas por contrações musculares do coto, fazem com que atuadores pneumáticos executem os devidos movimentos (CAMARGO, 2003; CUNHA 2002). Existem próteses de membro inferior pneumáticas, mas a definição aqui concebida, não se enquadra, pois, possuem um mecanismo diferente deste aqui apresentado. São próteses desenvolvidas a partir de um sistema parecido com o de um amortecedor pneumático, onde não existe reservatório (BLOHME, 1994; BOCCOLINI, 1990; GIRAUDET, 1978).

As próteses elétricas são o maior objeto de estudos atualmente, já que possuem peso reduzido e ainda funções muito semelhantes a uma mão humana. Cunha (2002) fez um projeto para criação de um ambiente virtual de ação e realimentação das sensações, poderá incorporar os mecanismos, atuadores, sensores ou estimuladores desenvolvidos. No projeto foram testados os mecanismos, sensores e alguns dispositivos de realimentação para reproduzir movimentos com características antropomórficas para realizar movimentos mais naturais possíveis.

As próteses elétricas habituais controladas por SMEs possuem eletrodo quando em contato com a pele, sintonizam sinais e os utilizam para o controle dos motores. Estes são controlados eletronicamente de modo que força aplicada corresponde a força exercida pelos músculos do coto, logo os SMEs foram sintonizados e posteriormente trabalhados, tornando-se assim sinais de controle.

Junior (2005), por exemplo, realizou um trabalho em que consistia de um projeto e confecção de uma prótese de perna que possuía atuadores em seus três graus de

liberdade. Tendo como objetivo aumentar a independência dos amputados em termos de difícil acesso, como ambientes irregulares e escadas.

## 2.5 TECNOLOGIAS

Estamos vivendo a indústria 4.0, e com ela várias tecnologias vêm sendo criadas com objetivo de integrar homem e máquina. No geral, as novas tecnologias oferecem uma gama muito grande de produtos e serviços, inclusive para área de saúde (VIEIRA ET AL, 2016), área de interesse para desenvolvimento deste trabalho.

O trabalho de Vieira et al, 2016, buscou delimitar um método para explorar a experiência dos usuários com próteses transtibiais e procurou associar as tecnologias de captura de movimentos, impressão 3D e Scanner 3D. Podemos ainda citar a tecnologia de prototipagem rápida, que a passagem rápida do conceito do produto à produção é um incremento de competitividade que a prototipagem por meio de sistemas CAD/CAM (Computer Aided Design/Manufacturing) oferece às empresas como meio determinante para o sucesso do desenvolvimento de novos produtos.

Novas pesquisas ao processo de usinagem trouxeram ao mercado equipamentos CNC de bancada com custos mais atraentes do que aqueles praticados nos tradicionais centros de usinagem (CANCIGLIERI ET AL, 2015).

### 2.5.1 Impressão 3D

Um dos conceitos de prototipagem rápida é a impressão 3D. A tecnologia de impressão 3D mais acessível hoje é a aquela feita em camadas de material, geralmente de material polimérico. Mas há uma vasta gama de materiais a serem usados nesse processo, como por exemplo, polímeros de plástico, metais, ouro, prata, resinas, titânio, cimento, e os biomateriais (CAMPOS ET AL, 2015). Portanto, a diversidade de materiais e a flexibilidade do processo, além da velocidade de resposta à execução de protótipos, habilitam este processo ao conceito de prototipagem rápida (CANCIGLIERI ET AL, 2015).

Existem disponíveis ao mercado hoje diversos equipamentos que proporcionam a construção de protótipos rápidos via adição de camadas. Todos esses equipamen-

tos têm em comum a possibilidade de construção de geometrias complexas, sem a necessidade da utilização de qualquer tipo de ferramenta de construção do tipo moldes, ou seja, constroem-se os objetos de forma livre (CANCIGLIERI ET AL, 2015).

### **2.5.2 Motion capture**

O sistema de *Motion Capture* é um recurso que fornece coordenada tridimensional de um objeto a partir de um conjunto de imagens bidimensionais capturadas por um grupo de câmeras arrumadas ao redor do ator captado (SILVA, 1997). *Motion capture* foi inicialmente criado para ser aplicado à medicina, ele consiste em um conjunto de no mínimo 4 câmeras, que são comandadas por um computador. A captura dos movimentos do ator ou do objeto é feita com marcadores que são fixados no corpo. Esses marcadores podem ser chamados de reflexivos, passivos ou brilhantes ou ainda chamados de ativos (KITAGAWA, 2008).

Vieira et al. (2016), afirmaram que indivíduos com amputações transtibiais apresentam dificuldades em realizar marcha e manter-se em equilíbrio, afetando diretamente a sua qualidade de vida. A utilização de próteses pode possibilitar a reabilitação do indivíduo, mas questiona-se o quão eficiente são para determinadas tarefas e como ainda podem melhorar. A partir desse questionamento, eles utilizaram a tecnologia de *motion capture* e fizeram uma comparação entre o movimento de indivíduos amputados e não amputados, a afim de que o protesista compile todos os dados e crie uma prótese que esteja adaptada ao usuário.

### **2.5.3 Scanner 3D**

Silva et al. (2010), citaram em seu artigo que a engenharia reversa é um método não convencional, que permite, a partir das suas técnicas, capturar a geometria de uma peça ou um protótipo e assim obter um modelo para ser usado em sistemas CAE e CAM. Já Peres (2013) afirmou que a necessidade de criação de modelos tridimensionais semelhantes à realidade vem aumentando, pois essa área não está mais limitada somente a engenharia da computação, mas também a entretenimento digital, marketing, medicina, entre outras. Afirmou ainda que esse problema pode ser facilitado com a utilização de alguns métodos, entre eles a varreduraem 3D, que possibilita a geração desses modelos virtuais com grande percentual de automação, mini-

mizando o trabalho manual, e conseqüentemente resultando em maior produtividade dentro das áreas que puderem se beneficiar desse tipo de construção automática.

## 2.6 OTIMIZAÇÃO E SIMULAÇÕES E ENGENHARIA

A maneira de transformar um projeto no seu melhor e não somente um projeto que funcione em algum tipo de nível nominal, é denominado otimização (SARAMAGO, 2008). A otimização consiste em buscar e encontrar soluções ou um conjunto de soluções para uma ou várias funções. Desse modo, o conceito de ótimo está intrínseco ao que se deseja alcançar, envolvendo atribuições e fatores que influenciam o problema estudado e aumentando a dificuldade em definir o conjunto de soluções ótimas. E assim, surgem os conceitos e práticas de desenvolvimento de técnicas matemáticas e computacionais que têm por objetivo melhorar o processo de otimização (SARAMAGO, 2008; PARKINSON et al., 2013).

Tirloni (2017), por exemplo, fez utilização do software Solidworks para simulação da peça anteriormente a sua confecção. Segundo ele a simulação computacional teve um papel fundamental, pois através dos seus resultados verificava-se o sucesso das modificações que estavam sendo aplicadas. Sempre com objetivo de encontrar uma geometria que não excedesse o limite de escoamento do material, utilizando a menor quantidade de material possível.

Isso é possível graças à criação de um ambiente virtual capaz de simular fenômenos físicos, utilizando um sistema de equações diferenciais parciais, aproximados pelo método de elementos finitos (MEF). Isso permite melhorar o sistema como um todo, geometria, material e aplicabilidade (AZEVEDO, 2003). Para realizar a simulação computacional utilizando o software Solidworks, por exemplo, realiza-se a aplicação de fórmulas integrais com o intuito de encontrar os subdomínios da geometria correspondente a um elemento de geometria simples, normalmente representada por triângulos, acarretando na formação da malha necessária para a simulação (AZEVEDO, 2003). Em seu trabalho, assim como este, Tirloni (2017), buscou referências de produtos já existentes no mercado.

Feldhaus (2017), realizou um trabalho sobre otimização de um envoltório externo para próteses de antebraço, nele ela fez uso de dois softwares, *Autodesk Inventor*

para desenho do projeto e Ansys Workbench para simulação das forças envolvidas e obtenção do melhor material. O objetivo do trabalho era tornar a prótese mais acessíveis, com estética agradável aos olhos e ainda que fosse fabricado em um material leve o suficiente para levar conforto para os usuários.

## 2.7 ANTROPOMETRIA

É perceptível que cada indivíduo possua características físicas únicas e para que uma prótese seja projetada e confeccionada de forma a atender os requisitos da qualidade, é necessário que as dimensões, o peso e as funcionalidades sejam exatamente adequados para cada tipo de usuário. Então, para que sejam alcançadas as medidas mais precisas e mais próximas das características de um membro original existe a ciência chamada antropometria.

A antropometria, segundo Pheasant (1998), é o ramo das Ciências Sociais que lida com as medidas do corpo, particularmente com o tamanho e a forma. Em outra definição, antropometria é o estudo das medidas do corpo humano em termos de dimensões do tecido ósseo, muscular e adiposo (gordura) (CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2007).

Stewart (2011) cita que no Brasil já existem literaturas que tratam sobre as medidas do corpo, mas nenhuma trata com um cuidado especial e uma riqueza de detalhes e técnicas que são necessárias para reprodução de medidas tão necessárias tanto no meio científica tanto no meio clínico. Em sua opinião, um manual, se muito necessário.

### **3 METODOLOGIA**

A metodologia deste trabalho consiste em fazer uma pesquisa sobre as lesões, sobre os tipos de próteses existentes no mercado além da parte biológica envolvida no processo de adaptação dos pacientes. A prótese analisada nesse estudo será da perna direita (ou esquerda) abaixo do joelho (tíbia), para suprir a amputação transtibial.

É importante citar os métodos antropométricos a serem utilizados para adquirir medidas reais e a utilização softwares com os mesmos para criação virtual da prótese além de realizar testes de pontos críticos e forças envolvidas.

Após a obtenção das medidas do membro através dos métodos da antropometria e definição do modelo CAD da prótese no Solidworks, as simulações computacionais serão realizadas pelo método de elementos finitos utilizando o software Ansys Workbench, que possibilita fazer protótipos virtuais completos e viabiliza análises dos fenômenos físicos que existem em ambientes do mundo real.

O material utilizado foi um computador com processador Intel core i5 com memória RAM de 1 TB.

#### **3.1 MÉTODOS DE COMPARAÇÃO**

Para ser validada a simulação foi comparada com as características de próteses já existentes. Usando assim, catálogos de empresas como, Ossur e Ottobock.

Os critérios de comparação com o nosso protótipo virtual serão, peso, durabilidade, estética e custos.

#### **3.2 MÉTODOS DOS ELEMENTOS FINITOS**

##### **3.2.1 Funcionamento do Método**

A geometria sujeita aos carregamentos e restrições é ramificado em pequenas partes, chamadas de elementos, os quais passam a representar o domínio contínuo do problema (MIRLISENNA, 2016).

A lógica do método é propor que um número infinito de incógnitas seja substituído por um valor limitado de elementos de conduta bem definida. Essas divisões podem apresentar diversas formas geométricas, tais como a triangular, quadrilateral, entre outras, conforme tipo e dimensão do problema, com tamanhos finitos, dando origem à nomenclatura do método.

Os elementos finitos são interligados entre si por pontos, os quais são denominados de nós ou pontos nodais. Ao conjunto de todos os elementos e nós dá-se o nome de malha. Em virtude dessas subdivisões da geometria, as equações matemáticas que regem os comportamentos físicos não serão resolvidas de forma precisa, porém de forma aproximada (AMUCHASTEGUI, 2016). A precisão do Método dos Elementos Finitos é definida de acordo com a quantidade de nós e elementos, do tamanho e dos tipos de elementos da malha. Quanto menor for o tamanho e maior for o número de nós e elementos de uma determinada malha, maior a precisão nos resultados da análise, não necessariamente. Mas vale ressaltar que existe um limite para esse número em aumentá-lo não será mais significativo.

### **3.2.2 Aplicações do Método**

O método pode ser aplicado para resolver e identificar problemas de análise estrutural por meio da aquisição de deslocamentos, tensões e deformações; do mesmo modo, permite reproduzir diversas situações e examinar o desempenho de produtos com a utilização de critérios de resistência, rigidez ou fadiga. Além disso, variações do Método dos Elementos Finitos permitem a análise térmica, acústica, dinâmica, eletromagnética e de fluídos para casos mais simples de comportamento linear ou outros não lineares (MIRLISENNA, 2016).

## **3.3 MÉTODOS ANTROPOMÉTRICOS**

É de extrema importância para cada usuário que sua prótese tenha seu peso, funcionalidade e tamanho propícios. Para uma criação adequada é necessário entender que cada ser humano possui características físicas distintas, portanto, para obter dimensões e medidas precisas para simulação do protótipo será usada a ciência nomeada Antropometria.

Stewart (2011) cita que existem diversas técnicas necessárias para obter um perfil antropométrico preciso em um indivíduo. As medidas das dimensões do corpo são tomadas e a metodologia padronizada permite comparações a nível local, nacional e internacional entre os grupos de amostra.

Neste trabalho serão realizadas medições de altura e circunferência em diferentes pontos da região da perna abaixo do joelho, adotando como exemplo um dos autores do grupo. As medidas serão postas em tabelas e colocadas no software de construção do modelo.

### 3.3.1 Circunferência da panturrilha

Em uma posição que facilite a visualização da trena, o analisado admite uma posição de pé. O antropometrista envolve a panturrilha com a trena e assim desliza para o plano correto. Na mão direita permanece a ponta e a caixa, enquanto na mão esquerda ocorre o ajuste do nível da trena no lugar correto. Então o profissional retoma a ponta da fita com a mão esquerda, e fazendo uso da técnica das mãos cruzadas, faz o posicionamento na fita de modo que a mesma permaneça num plano perpendicular ao eixo da perna. A trena então é acomodada de modo que não escorregue e nem aparte sobremaneira a pele.

Figura 3 - Circunferência da panturrilha



Fonte: Autores, 2019

Figura 4 - Circunferência abaixo da panturrilha



Fonte: Autores, 2019

### 3.3.2 Circunferência do tornozelo

Do mesmo modo como foi realizada a medida da circunferência da panturrilha, da seguinte maneira é realizada a medida da circunferência do tornozelo. Em uma posição que facilite a visualização da trena, o analisado admite uma posição de pé. O antropometrista envolve o tornozelo com a trena e então a movimentada para cima e para baixo, com o objetivo de encontrar o perímetro mínimo. Na mão direita permanece a ponta e a caixa, enquanto na mão esquerda ocorre o ajuste do nível da trena no lugar correto. Então o profissional retoma a ponta da fita com a mão esquerda, e fazendo uso da técnica das mãos cruzadas, faz o posicionamento na fita de modo que a mesma permaneça num plano perpendicular ao eixo da perna. A trena então é acomodada de modo que não escorregue e nem aparte sobremaneira a pele.

Figura 5 - Circunferência do tornozelo



Fonte: Autores, 2019

### 3.3.3 Altura da perna

É habitual o avaliado estar em pé numa caixa enquanto a base do instrumento de medição é posicionada no topo da caixa e o móvel é colocado no lugar da tíbia. O equipamento de medição precisa estar num plano vertical. Pode ser utilizado outro equipamento para se verificar esse requisito, como for exemplo um nível de carpinteiro. Por seqüência, a altura da perna ao topo da caixa é então medida.

Figura 6 - Altura da perna



Fonte: Autores, 2019

### 3.3.4 Medidas da secção para montagem no molde virtual

Considerando-se a particularidade para cada corpo humano, foi optado pela utilização do método antropométrico apresentado, para adquirir valores reais da perna na secção transtibial do corpo de um indivíduo. Foi escolhido um dos integrantes do grupo para ser o modelo e assim obter os dados da medida de sua perna. Para um maior alcance da prótese aqui simulada, foi usado um modelo que possui altura próxima da altura da média brasileira.

Os valores coletados podem ser vistos na TABELA 1.

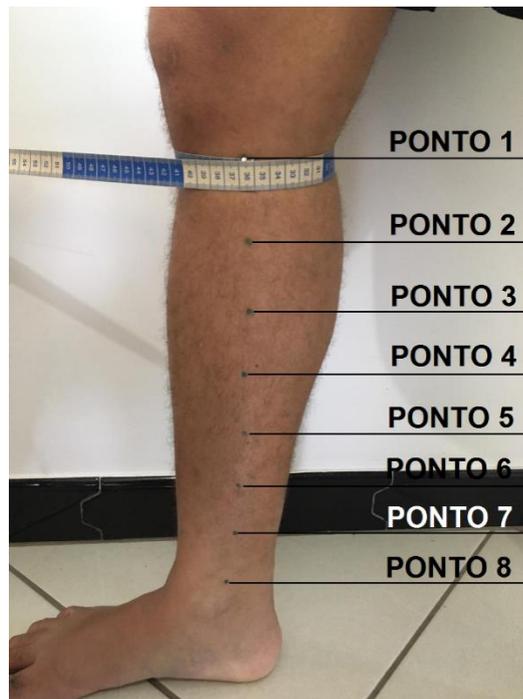
Tabela 1 - Medidas tiradas de um integrante do grupo

<b>Altura da perna</b>	<b>Circunferência da panturrilha</b>	<b>Circunferência abaixo da panturrilha</b>	<b>Circunferência do tornozelo</b>
36 cm	43 cm	37,4 cm	24 cm

Fonte: Autores, 2019

Como a perna humana não tem uma circunferência constante dividiu-se em 8 partes iguais para possibilitar um molde virtual mais semelhante possível de uma perna real (TABELA 2).

Figura 7 - Pontos de medida da perna



Fonte: Autores, 2019

Tabela 2 - Medidas da perna

<b>Pontos</b>	<b>Circunferência (cm)</b>
1	35,0
2	39,5
3	40,0
4	37,4
5	33,0
6	28,4
7	24,5
8	24,0

Fonte: Autores, 2019

### 3.4 CONDIÇÕES DE CONTORNO PARA SIMULAÇÃO

A modelagem realizada pelo software Solidworks foi então utilizada para alimentar o software Ansys Workbench de análise por elementos finitos. Assim, para iniciar a simulação estrutural foi necessário definir as seguintes condições de contorno:

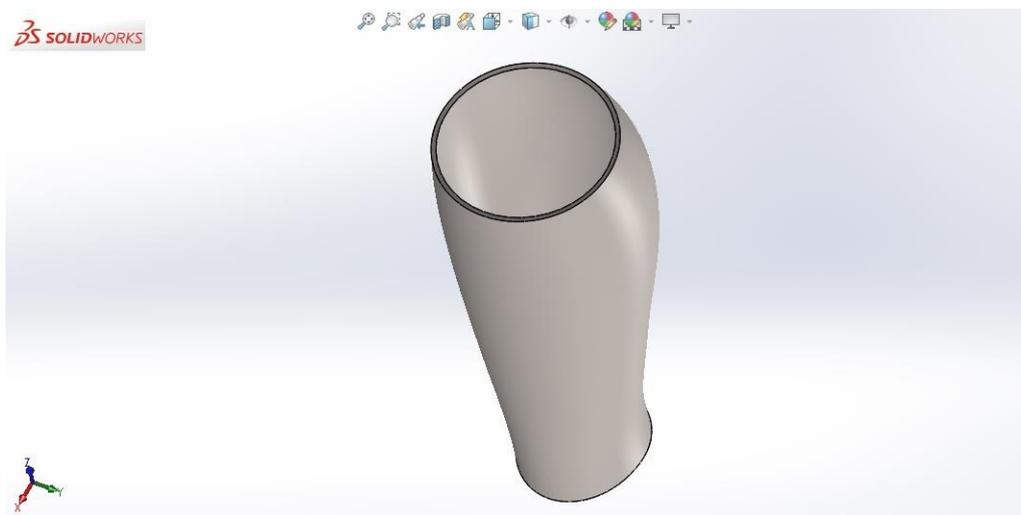
- **Material:** Titânio
- **Espessura:** 3 mm
- **Análise Estática:** Os resultados para esse tipo de análise permitem definir os limites de aplicação de esforços à estrutura, possuindo esses dados são suficientes para garantir os níveis de segurança.
- **Ponto Fixo Engastado:** Parte inferior da Prótese
- **Carga Externa:** O valor da carga externa foi arbitrariamente escolhido para ser maior que força máxima de reação no qual a prótese está submetida a ao caminhar o amputado. Esse modo de marcha a força de reação no solo atinge o máximo 120% do peso do indivíduo. O componente do grupo que voluntariou tem uma massa de 80 kg e peso aproximado de 800N ( $g= 10\text{m/s}^2$ ), logo o valor arbitrário escolhido para a carga externa representa nesse caso 960 N.
- **Carga interna:** Arbitrariamente escolhido, pois não interfere no resultado para esse tipo de simulação estática.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 MODELAGEM 3D

Com os valores obtidos, foi possível realizar a modelagem 3D da perna humana através do software Solidworks, com posterior análise no software Ansys Workbench. Como a seção transversal de uma perna humana não é circular, adequações de *design* foram realizadas tornando o nosso modelo mais realista (FIGURA 8). As dimensões do modelo são mostradas na TABELA 3.

Figura 8 - Modelo final desenvolvido no software Solidworks



Fonte: Autores, 2019

Tabela 3 - Dimensionamento do Modelo

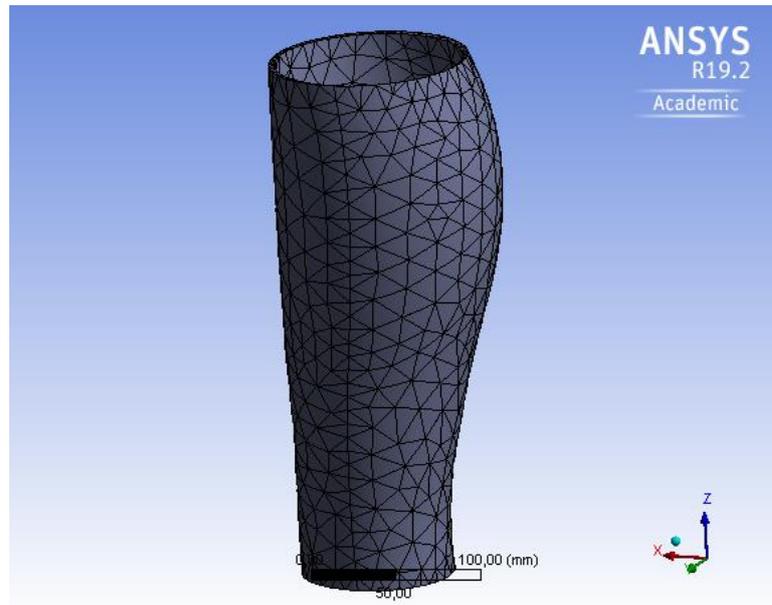
<b>Comprimento Total</b>	<b>Espessura</b>	<b>Volume</b>
315 mm	3 mm	3,2995e+005 mm <sup>3</sup>

Fonte: Autores, 2019

O extensor Tibial foi criado com uma espessura arbitrária de 3 mm, que posteriormente será um dos parâmetros de otimização a serem analisados.

A malha de simulação utilizada mostrada na figura 10 é composta por 3115 elementos e 6398 nós (FIGURA 9).

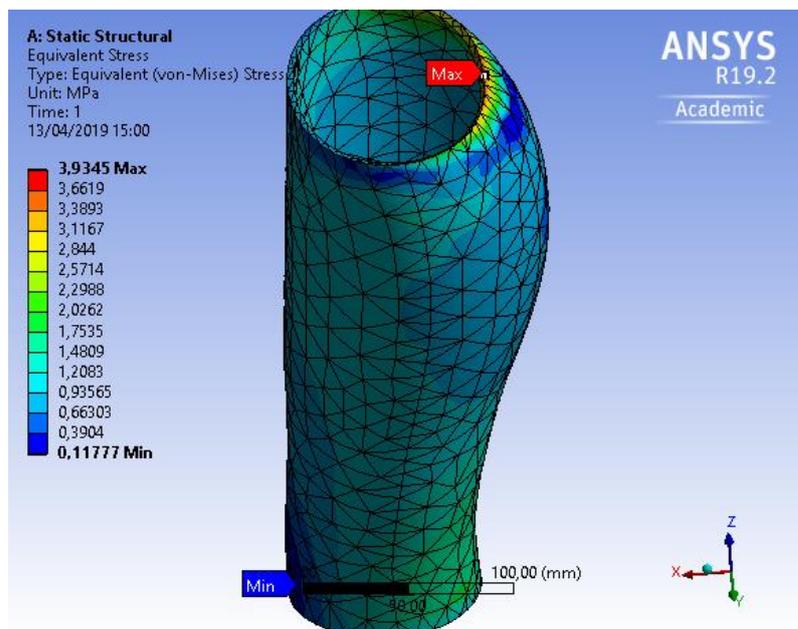
Figura 9 - Imagem da malha de simulação utilizada pelo software Ansys Workbench



Fonte: Autores, 2019

Uma vez definidas as condições de contorno, foi realizada a simulação. O campo de tensões obtido é mostrado na Figura 10.

Figura 10 - Imagem em escala de cores para as tensões de von-Mises



Fonte: Autores, 2019

As tensões apresentadas em todo o modelo mostram quais pontos são mais exigidos, por meio da diferença de cores, sendo as regiões com cores mais frias menos exigidas e as regiões com cores mais quentes mais exigidas. Nas regiões menos tensionadas, nota-se que pode haver otimizações na geometria, para economizar material e diminuir o peso. Ao contrário, nas regiões de maiores tensões, pode-se trabalhar para aumentar a quantidade de material ou a geometria do componente. No ponto de maior concentração de tensões, estas chegam ao máximo valor de 3,9345 MPa. Isso significa que, dadas a resistência à tração final do material escolhido é 411 MPa e as forças aplicadas, pode-se afirmar que a prótese analisada não falha estaticamente segundo a simulação.

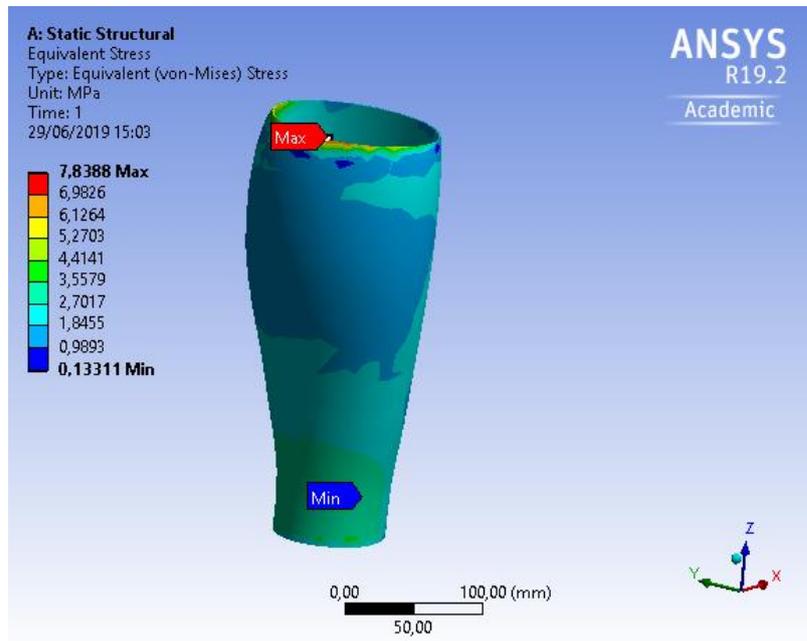
O biomaterial utilizado foi o Titânio e a força aplicada na simulação foi de 960 N na face superior sentido axial da prótese. O resultado da simulação inicial, para uma espessura arbitrária de 3 mm, demonstrou que o local de maior tensão equivalente de von-Mises se encontra na união entre o extensor tibial e o joelho, com um valor de 3,9345 MPa, massa de 1,4841 kg.

## 4.2 OTIMIZAÇÃO

A simulação anterior foi realizada como base para que um ponto de partida fosse tomado. Percebe-se que tanto a espessura da prótese quanto a tensão máxima que a peça sofreu está longe do seu limite, sendo que esse limite de escoamento do material é de 400 MPa, assim é possível que esses dados sejam mudados para que os objetivos do trabalho sejam alcançados com maior eficiência.

Foi realizada a diminuição da espessura da prótese, de 3 mm para 1,5 mm com o objetivo de diminuir sua massa. Realizada a simulação, foi obtido o campo de tensões mostrado na Figura 11. A massa da prótese foi reduzida de 1,4841 kg para 0,73284 kg, e tensão máxima de 7,8388 MPa. A prótese suportou a mudança de espessura.

Figura 11 - Escala de cores para as tensões de von-Mises



Fonte: Autores, 2019

#### 4.3 DISCUSSÕES DE RESULTADOS

Com os resultados em duas condições de peso e espessura, foi comparado com as próteses de mercado, com pontos de peso que a prótese suporta e massa da mesma como referência de comparação. Como exemplar para comparação, a Figura 12 mostra a prótese VARI-FLEX MODULAR, da marca Össur e a Figura 13 da Freedom Innovations, de seus respectivos catálogos.

Figura 12 - Prótese de mercado para comparação (VARI-FLEX MODULAR, da marca Össur).

## VARI-FLEX® MODULAR™



Informações do usuário	
Nível de amputação:	Transfemoral e transtibial
Nível de impacto:	Baixo a alto
Peso máximo do paciente:	227kg cfe planilha em anexo

Informação do pé	
Categorias	Tamanho 22-24; Cat. 1-6 / Tamanho 25-27; Cat. 1-9 / Tamanho 28-30; Cat. 4-9
Tamanho:	22-30
Peso do pé: (Tamanho 27)	885gr com pirâmide e capa de pé
Altura: (Tamanho 27)	188mm a 383mm com pirâmide e capa de pé
Altura do calcanhar:	10mm *
Opções de adaptador:	Pirâmide macho ou adaptador T

Fonte: Össur, 2019

Figura 13 - Prótese de mercado para comparação (Silhouette, da marca Freedom Innovations)



## Silhouette®

- **Sizes:** 22 – 31 cm
- **User Weight Rating:** 365 lbs. (166kg)
- **Stiffness Categories:** 1-9
- **Connector:** Silhouette 34mm female tube clamp; Silhouette LP male pyramid
- **Heel Height:** 3/8" (10 mm)
- **Skin Tones:** Light, Medium, Dark
- **Warranty:** Foot Module 36 months – Cosmetic foot shell 6 months
- **Build Height and Product Weight Silhouette:**

Size	Build Height		Product Weight with Shell	
22-25 cm	7	178 mm	525 g	19 oz
26-28 cm	7½	191 mm	645 g	23 oz
29-31 cm	7¾	201 mm	785 g	28 oz

Fonte: Freedom Innovations, 2019

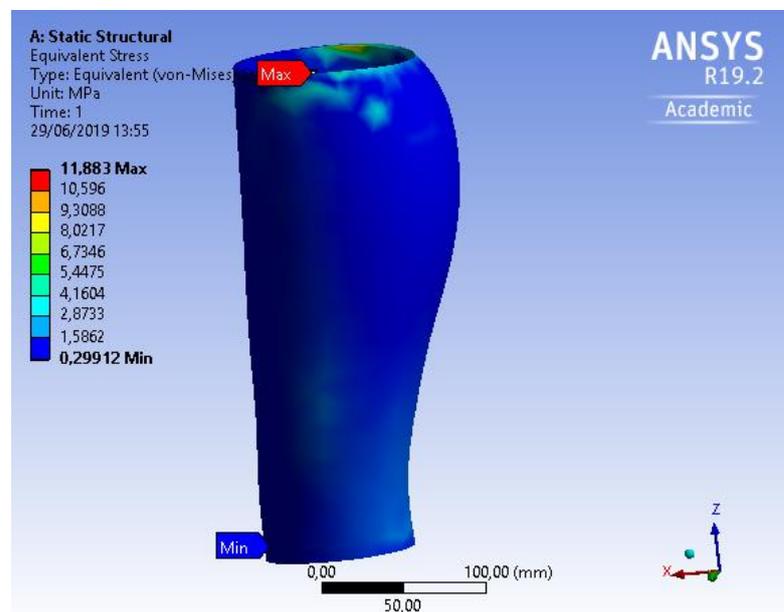
Com a pesquisa de mercado realizada foi entendido que o material com maior tecnologia e usado em larga escala na produção de próteses comerciais é a fibra de car-

bono. Ela oferece grande resistência comparada a sua densidade. Por outro lado, esse material faz com que as próteses aumentem seu custo de produção, acarretando, assim, em um preço de mercado superior às próteses produzidas com materiais mais comuns. Desse modo aqui discutiu-se dados, na possibilidade de que os clientes desejem uma prótese produzida em fibra de carbono. Simulou-se com as mesmas condições da simulação de titânio alterando apenas o material para carbono.

Foram simuladas próteses com espessuras de 3 mm (FIGURA 13) e 1,5 mm (FIGURA 14). Para a prótese de fibra de carbono com 3 mm de espessura, a massa resultante foi 0,5939 kg. Para uma carga de 960 N, o ponto de tensão máxima foi 11,883 MPa.

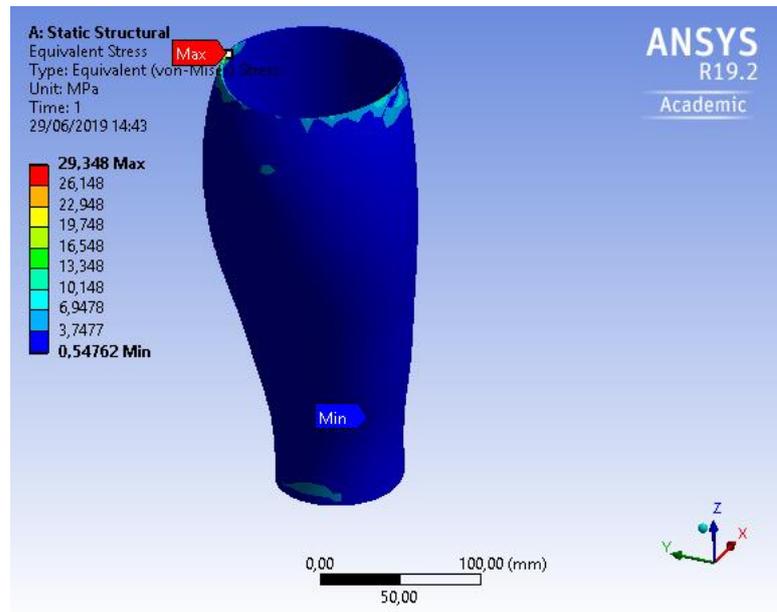
Já para a prótese com 1,5 mm de espessura, a massa resultante foi 0,29248 kg. A tensão máxima para a carga de 960 N foi 29,348 MPa.

Figura 14 - Simulação da prótese de fibra de carbono de 3 mm de espessura



Fonte: Autores, 2019

Figura 15 -Simulação da prótese de carbono com 1,5 mm de espessura



Fonte: Autores, 2019

## 5 CONCLUSÃO

A deficiência motora é problema que atinge milhares de pessoas, e isso deve ser encarado como um problema a ser resolvido, pois essas pessoas necessitam estar integradas à sociedade, de forma a realizar qualquer atividade que uma pessoa sem deficiência realiza. Um dos meios e minimizar e até resolver esse problema é facilitar o acesso às próteses mecânicas. O presente trabalho propôs um modelo de acessível de prótese para amputados de membros inferiores. A otimização do projeto e das características mecânicas se deu através de simulações computacionais utilizando técnicas de elementos finitos.

O projeto proposto possuiu um *design* diferente das opções disponíveis no mercado, com proposta voltada para a estética. O material proposto foi o titânio com 1,5 mm de espessura, com massa de 0,73284 kg, que uma carga equivalente a 120% do peso de um indivíduo. Dessa forma, a prótese proposta atendeu a expectativa de diminuir o peso e manter sua resistência com um material similar ao que está disponível no mercado.

### 5.1 SUGESTÕES TRABALHOS FUTUROS

- Simulação do modelo proposto com inclusão da base do pé e do coto no protótipo;
- Utilização de outras opções de materiais para a simulação;
- Avaliar a possibilidade de fabricação da prótese utilizando tecnologia de impressão 3D;
- Avaliar a possibilidade de automação do projeto, ou seja, dar a possibilidade de incrementar sistemas com sensores, para que o paciente tenha mais facilidades no uso da prótese e menos índice de abandono da mesma.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ORTOPEDIA TÉCNICA. Disponível em <<http://www.abotec.org.br/novosite/index.html>> Acesso em 17 de Novembro de 2018

AMPUTEES COALITION. **Limb Loss Statistics**. Disponível em <<https://www.amputee-coalition.org/resources/limb-loss-statistics/>> Acesso em 08 de Setembro de 2018

AMUCHASTEGUI, J. G. **Elementos de elementos finitos aplicados a NR13**. Disponível em <<http://ensur.com.br/author/ensur/>> Acesso em 17 de Novembro de 2018

ARAÚJO, D. P. **Guia Prático – Amputação membro superior/inferior**. Disponível em <<https://www.proreabilitacao.com.br/includes/paginas/papo-ecafezinho/demetriopraxedes-araujo/pdf/proreabilitacao-guia-pratico-amputacao-parte-1.pdf>> Acesso em 24 de Novembro de 2018.

AZEVEDO, A. F. M., **Método dos Elementos Finitos**. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Portugal, 2003.

BARRERA, J. F. P. **Proposta de Arquitetura de Controle para prótese robótica de membro inferior**. Disponível em <[http://taurus.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/322310/1/PuertaBarrera\\_JuanFelipe\\_M.pdf](http://taurus.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/322310/1/PuertaBarrera_JuanFelipe_M.pdf)> Acesso em 15 de Outubro de 2018.

BLOHME, F. **Compêndio Otto Bock: Próteses para o membro superior**. Berlin: Shiele&Schön, 1994.

BOCCOLINI, F. **Reabilitação: amputados, amputações, próteses**. 2. ed. São Paulo, SP: Robe, 2000.

BREY, P. **Prosthetics**. *MacMillan Encyclopedia of Science, Technology and Ethics* (ed. C. Mitcham), 2005.

CAMARGO, D. R. **Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores**. Tese (mestrado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008

CAMPOS, D. C.; COELHO, D. F.; DIAS L.; RADWAN, S. **Impressora 3D na Área da Saúde**. Disponível em <<http://revista.lusiada.br/index.php/ruep/article/viewFile/489/u2016v13n30e489>> Acesso em 24 de Novembro de 2018.

CANCIGLIER, O.; SELHORST, A.; SANT'ANNA, A. M. O. **Método de decisão dos processos de prototipagem rápida na concepção de novos produtos**. Disponível em <<http://www.scielo.br/pdf/gp/v22n2/0104-530X-gp-22-2-345.pdf>> Acesso em 17 e Novembro de 2018.

FREEDOM INNOVATIONS. Catálogo FreedomInnovations. Disponível em <<https://www.freedom-innovations.com/silhouette-2/>> Acesso em 09 de Junho de 2019

CATÁLOGO DE PRÓTESES ÖSSUR. Disponível em <<https://assets.ossur.com/library/36661>> Acesso em 10 de Junho de 2019

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, **National health and nutrition examination survey – anthropometric procedures manual**. Atlanta, GA, 2007.

COMPLETO, A.; FONSECA, F. **Fundamentos De Biomecânica Musculo Esquelética E Ortopédica**. Publindustria, 2011.

COOPER, R.; OHNABE, H.; HOBSON, D. **An Introduction To Rehabilitation Engineering - Series In Medical Physics And Biomedical Engineering**. Taylor&Francis. New York, 2006.

CUNHA, F. L. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores**. Tese (doutorado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

DEL CURA, V. O. **Acionamento e controle de um dedo de uma prótese para membro superior com realimentação proprioceptiva de força e temperatura**. São Carlos, 2005. Disponível em <<https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-04052006-174641/publico/Dissertacao.pdf>> Acesso em 08 de Setembro de 2018

FELDHAUS, L.C. **Estudo e otimização do envoltório externo das próteses de antebraço**. Pato Branco, 2017. Disponível em <[http://repositorio.roca.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/8215/1/PB\\_DAMEC\\_2017\\_1\\_11.pdf](http://repositorio.roca.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/8215/1/PB_DAMEC_2017_1_11.pdf)> Acesso em 08 de Setembro de 2018.

GASPAR, A.P.; INGHAM, S.J.M.; CHAMLIAN, T.R. **Gasto energético em paciente amputado transtibial com prótese e muletas**. Disponível em <<https://www.revistas.usp.br/actafisiologica/article/view/102428/100751>> Acesso em 25 de junho de 2019.

GIRAUDET, G. **Iniciação à Aparelhagem dos Deficientes Físicos**. São Paulo: Organização Andrei Editora, 1978

HATZE, H. **The meaning of the term ‘Biomechanics’**. Journal of Biomechanics, Volume 7, Issue 2, p. 189 – 190, 1974.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE, **Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência** / Luiza Maria Borges Oliveira / Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral

do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência; Brasília: SDH-PR/SNPD, 2012.

JUNIOR, C. A. C. **Prótese mecânica para reabilitação robótica**. Disponível em <<http://www2.ene.unb.br/gaborges/arquivos/pf.carlos.cascao.2005.1.pdf>> Acesso em 20 de Junho de 2019.

KIRTLEY, C. **Clinical Gait Analysis: Theory and Practice**. Washington, DC, USA: Elsevier, 2006.

KITAGAWA, M.; WINDSOR, B. **Mocap for Artists: Workflow and Techniques for Motion Capture**. Oxford: Elsevier; 2008.

MARQUES, S. **Fabrico, alinhamento e avaliação de marcha com próteses e ortóteses de membros inferiores**. Porto, 2013 Disponível em <[https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/TP\\_Sara\\_Marques.pdf](https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/TP_Sara_Marques.pdf)> Acesso em: 12 de Setembro de 2018.

MATTES, S. J.; MARTIN, P. E.; ROYER T. D. **Walking simmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties**.

MICHAELIS. **Moderno Dicionário de Língua Portuguesa**. Disponível em: <<http://michaelis.uol.com.br/busca?r=0&f=0&t=0&palavra=pr%C3%B3tese>> Acesso em 10 de Setembro de 2016.

MIRLISENNA, G. **Métodos dos Elementos Finitos: O que é?** Disponível em <<https://www.esss.co/blog/metodo-dos-elementos-finitos-o-que-e/>> Acesso em 03 de Junho de 2019

NAÇÕES UNIDAS BRASIL. **A ONU e a população mundial**. Disponível em <<https://nacoesunidas.org/acao/populacao-mundial/>> Acesso em 08 de Setembro de 2018.

NORTON, K. M.A **Brief History of Prosthetics**. Disponível em <[https://3w568y1pmc7umeynn2o6c1my-wpengine.netdna.ssl.com/wpcontent/uploads/2015/03/history\\_prosthetics.pdf](https://3w568y1pmc7umeynn2o6c1my-wpengine.netdna.ssl.com/wpcontent/uploads/2015/03/history_prosthetics.pdf)> Acesso em 15 de Setembro 2018.

ONU NEWS. **População mundial atingiu 7,6 bilhões de habitantes**. Disponível em <<https://news.un.org/pt/story/2017/06/1589091-populacao-mundial-atingiu-76-bilhoes-de-habitantes>> Acesso em 08 de Setembro de 2018

PARKINSON, A. et al. **Optimization methods for engineering design: applications and theory**. Brigham Young University, Utah, EUA, 2013.

PERES, F. O. **Scanner 3d: Problemas e soluções**. Disponível em <<http://www.uel.br/cce/dc/wp-content/uploads/TCC-FredericoPeres-BCC-UEL2013.pdf>> Acesso em 28 de Novembro de 2018

PHEASANT, S. **Bodyspace: anthropometry, ergonomics and the desing of work.** 2 ed. London : Taylor & Francis ltd, 1998

RESNIK, L. et al. **Advanced Upper Limb Prosthetic Devices: Implications for Upper Limb Prosthetic Rehabilitation.** Arch Phys Med Rehabil, Vol. 93, Abril, 2012.

SARAMAGO, S. P., STEFFEN, Valder. **Introdução às técnicas de otimização em engenharia.** Faculdade de Engenharia Mecânica, UFU, Uberlândia, 2008.

SILVA, F. **"Motion capture-introdução à tecnologia."** Laboratório de Computação Gráfica, LCG. COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ (1997)

SILVA, F. P. et al. **A Digitalização Tridimensional Móvel e a sua aplicação no Design de Produto.** Disponível em <file:///C:/Users/PESBIBLI.PESBIBLI02/ Downloads/7-1-37-1-10-20100918.pdf> Acesso em 2 de Novembro de 2018.

SILVA, J. R. A. **Avaliação e Certificação de Dispositivos Protéticos e Ortéticos para Membro Inferior.** Disponível em <https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/ publications/relatorios/JuditeSilva-TP.pdf> Acesso em 18 de junho de 2019.

STEWART, A. et al. **International standards for anthropometric assessment.** Lower Hutt, New Zealand: International Society for the Advancement of Kinanthropometry 2011.

TAGLIARI, R. **A incrível evolução das próteses na medicina moderna.** Disponível em <https://passofirme.wordpress.com/2011/03/> Acesso em 07 de Setembro de 2018.

TIRLONI, G. E.; LUZ, Felipe Ferreira. **PROJETO E OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE TRANSTIBIAL POLIMÉRICA DE BAIXO CUSTO UTILIZANDO IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL.** Disponível em < file:///C:/Users/Particular/Downloads/2227-6278-2-PB.pdf> Acesso em 17 de Novembro de 2018.

VIDAL, T. **Concepção de próteses mioelétricas de membros superiores baseada no estudo fisiológico.** Tese (mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

VIEIRA, M. L. H.; PRIM, G. S.. **O DESIGN E NOVAS TECNOLOGIAS PARA O AVANÇO DAS PRÓTESES: EXPLORAÇÃO, INOVAÇÃO E AVALIAÇÃO.** Disponível em <http://pdf.blucher.com.br.s3-sa-east1.amazonaws.com/designproceedings/ped2016/0383.pdf> Acesso em 24 de Novembro de 2018.

VILAGRA, J. M.; SGANZERLA, C. M.; WALCKER, L. P.. **Próteses Transtibiais: Itens de conforto e segurança.** Disponível em <https://www.fag.edu.br/ upload/arquivo/1362060425.pdf> Acesso em 24 de Novembro de 2018.

WEIR, R. F. **Design of artificial arms and hands for prosthetic applications.** Northwestern University Prosthetics Research Laboratory, and Rehabilitation Engineering Research Center. Chicago, Illinois, 2004.

WHITTLE, M. **Gait analysis: an introduction** (4<sup>a</sup> ed.). Edinburgh: Butterworth Heinemann, 2007.