



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CAMPUS UNIVERSITÁRIO TUCURUÍ
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA DE UMA PRÓTESE TRANSTIBIAL PARA
IMPRESSÃO 3D.**

FERNANDO NEVES LIMA

Tucuruí – PA

2022



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CAMPUS UNIVERSITÁRIO TUCURUÍ
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA DE UMA PRÓTESE TRANSTIBIAL PARA
IMPRESSÃO 3D.**

FERNANDO NEVES LIMA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Mecânica do Campus de Tucuruí, como parte dos requisitos para obtenção do título de bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador:

**Profº Dr. Francisco Jarmeson Silva
Bandeira**

Tucuruí – PA

2022.

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará
Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)**

N511o Neves Lima, Fernando.
Otimização topológica de uma prótese transtibial para
impressão 3D / Fernando Neves Lima. — 2022.
64 f. : il. color.

Orientador(a): Prof. Dr. Francisco Jarmeson Silva Bandeira
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade
Federal do Pará, Campus Universitário de Tucuruí, Faculdade de
Engenharia Mecânica, Tucuruí, 2022.

1. Otimização topológica. 2. MEF. 3. Impressão 3D. 4.
Prótese. I. Título.

CDD 620.100113



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CAMPUS UNIVERSITÁRIO TUCURUÍ
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA DE UMA PRÓTESE TRANSTIBIAL PARA
IMPRESSÃO 3D.**

FERNANDO NEVES LIMA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Mecânica do Campus de Tucuruí, como parte dos requisitos para obtenção do título de bacharel em Engenharia Mecânica.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof^o Dr^o Francisco Jarmeson Silva Bandeira
FEM/CAMTUC/UFPA

Membro Interno: Prof^o Dr^o Ezequiel de Andrade Belo
FEM/CAMTUC/UFPA

Membro Externo: Eng^o Tharcysio Fernando Barros Souza
WEIR ESCO

Membro Externo: Eng^o Ayrton José Taveira de Souza
SENAI - PA

Conceito _____

Tucuruí, 07 de fevereiro de 2022.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pelo dom da vida e por me dar forças todos os dias para poder lutar pelos meus sonhos.

Aos meus pais Fausto Vieira Lima e Claudiane de Castro Neves, por todo o amor e carinho que dedicaram a mim, por serem meu porto seguro nos momentos de dificuldade e por me apoiarem incondicionalmente para que fosse possível tornar esse sonho realidade.

Aos meus avôs Francisco Vieira Lima e Pedro Pereira Neves que partiram durante o período da graduação e não puderam vivenciar esse momento, mas sei que de onde estiverem estarão felizes por essa conquista.

A minha namorada Joicy Milena, que foi uma grande parceira de graduação que esteve comigo em todos os momentos e principalmente na elaboração deste trabalho.

Aos meus amigos da lagoinha, Thais Cristina, Thaires Vieira e Elisson Muniz. Obrigado pela parceria de vocês nestes cinco anos, sem vocês essa jornada seria muito mais difícil.

Ao meu orientador Francisco Jarmeson Silva Bandeira, por todo apoio, pelas orientações e acima de tudo pela amizade durante o desenvolvimento deste trabalho.

A ANSYS por conceder a licença acadêmica do software utilizado no desenvolvimento das pesquisas deste trabalho.

OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA DE UMA PRÓTESE TRANSTIBIAL PARA IMPRESSÃO 3D.

RESUMO

De acordo com o IBGE, no Brasil uma cerca de 24% da população apresenta algum tipo de deficiência física, essa deficiência, na maioria das vezes está ligada a perda de algum membro do corpo. Os problemas gerados pela perda do membro têm sido mitigados graças ao avanço tecnológico na área de próteses, trazendo ao amputado uma melhor qualidade de vida e possibilitando uma maior autonomia para ele. No entanto, o elevado custo das próteses comerciais tem sido uma barreira para aquisição destes produtos, por isso, alternativas de baratear o processo de fabricação utilizando a prototipagem 3D como ferramenta de otimização torna-se pertinente, com isso surge a proposta do uso de impressão 3D como meio de fabricação de próteses. O presente trabalho apresenta o processo de otimização topológica que consiste na busca de uma distribuição ótima de material em um espaço pré-definido de projeto visando minimizar ou maximizar as características geométricas e mecânicas, aplicado ao processo desenvolvimento de uma prótese transtibial que será fabricada via manufatura aditiva (impressão 3D).

Palavras chaves: Otimização topológica, MEF, Impressão 3D, Prótese

TOPOLOGICAL OPTIMIZATION OF A TRANSTIBIAL PROSTHESIS FOR 3D PRINTING.

ABSTRACT

According to the IBGE, in Brazil, about 24% of the population has some type of physical disability, this disability, in most cases, is linked to the loss of some member of the body. The problems generated by the loss of the limb have been mitigated thanks to technological advances around prostheses, bringing to the amputee a better quality of life and enabling greater autonomy for him. However, the high cost of commercial prostheses has been a barrier to the acquisition of these products, so alternatives to cheapen the manufacturing process using 3D prototyping as an optimization tool becomes relevant, with this the proposal of using printing 3D as a means of manufacturing prostheses. The present work presents the topological optimization process that consists of the search for an optimal distribution of material in a pre-defined design space aiming to minimize or maximize the geometric and mechanical characteristics, applied to the development process of a transtibial prosthesis that will be manufactured via manufacturing. additive (3D printing).

Keywords: Topological optimization, FEM, 3D Printing, Prosthesis

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Prótese de um dedo de madeira e couro.....	15
Figura 2. Evolução das próteses.....	16
Figura 3. Prótese em bambu e EVA.....	19
Figura 4. Escala logarítmica da tensão de Von-Mises.....	20
Figura 5. Representação da configuração de ensaio.....	20
Figura 6. Simulação da impressão 3D de uma prótese transtibial.....	21
Figura 7. Ensaio numérico de compressão.....	21
Figura 8. Ensaio mecânico de compressão.....	22
Figura 9. Distribuição das tensões de Von-Mises no PLA.....	23
Figura 10. Corpo otimizado topologicamente.....	24
Figura 11. Processo de otimização topológica de um bloco ósseo.....	24
Figura 12. Etapas da impressão 3D.....	26
Figura 13. Processo de fabricação por filamento fundido.....	27
Figura 14. Técnica de fotopolimerização em cuba.....	27
Figura 15. Processo de sinterização seletiva por laser.....	28
Figura 16. Condição de tensão e compressão.....	29
Figura 17. Estado geral de tensões.....	30
Figura 18. Representação gráfica do critério de Tresca para o estado plano de tensões.....	32
Figura 19. Elipse de Von Mises.....	33
Figura 20. Malha de elementos finitos.....	35
Figura 21. Graus de liberdade.....	35
Figura 22. Diferentes tipos de elementos finitos.....	36
Figura 23. Processo de otimização topológica.....	39
Figura 24. Modelo 3D da prótese simulada.....	42
Figura 25. Critério de avaliação para o skewness.....	43
Figura 26. Malha da prótese não otimizada.....	44
Figura 27. Aplicação da força (prótese não otimizada).....	45
Figura 28. Condição de restrição aplicada no pé (prótese não otimizada).....	45
Figura 29. Processo de otimização no ANSYS.....	46
Figura 30. Regiões não otimizadas.....	46
Figura 31. Processo de validação da geometria otimizada.....	47
Figura 32. Avaliação das tensões para o PLA (prótese não otimizada).....	48

Figura 33. Avaliação das tensões para o ABS (prótese não otimizada).....	49
Figura 34. Avaliação das tensões para o PETG (prótese não otimizada).....	50
Figura 35. Prótese otimizada topologicamente.....	51
Figura 36. Geometria tratada após otimização.....	51
Figura 37. Malha da prótese otimizada.....	52
Figura 38. Avaliação das tensões para prótese otimizada (PLA).....	53
Figura 39. Avaliação das tensões para prótese otimizada (PETG).....	54
Figura 40. Simulação da impressão da prótese otimizada em PLA.....	57
Figura 41. Simulação da impressão da prótese não otimizada em PETG.....	57
Figura 42. Simulação da impressão da prótese otimizada em PLA.....	58
Figura 43. Simulação da impressão da prótese otimizada em PETG.....	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Ensaio de tração para o PLA segundo a norma ASTM D 638.....	40
Tabela 2. Ensaio de tração para o ABS segundo a norma ASTM D 638.....	41
Tabela 3. Ensaio de tração para o PETG segundo a norma ASTM D 638.....	41
Tabela 4. Valor do skewness para a malha da prótese não otimizada.....	43
Tabela 5. Valor do skewness para a malha da prótese otimizada	52
Tabela 6. Avaliação da redução de massa.....	56
Tabela 7. Custo do material por kg.....	55
Tabela 8. Comparativo do preço entre as próteses otimizadas e não otimizadas	55
Tabela 9. Dados de entrada para simulação da impressão utilizando PLA.....	56
Tabela 10. Avaliação da redução no tempo de impressão	59
Tabela 11. Comparativo entre as tensões máximas e a tensão de escoamento.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC – Antes de cristo

3D – Três dimensões

PR – Prototipagem rápida

2D – Duas dimensões

FFF – Fabricação por filamento fundido

DLP – Processamento por luz direta

SLS – Sinterização seletiva por laser

MEF – Método dos elementos finitos

PLA – Ácido polilático

ABS – Acrylonitrile butadiene styrene

PETG – Polyethylene Terephthalate Glycol

PEEK - Polieterecetona

LISTA DE SIMBOLOS

σ : Tensão normal

P : Força normal

σ_{med} : Tensão normal média

r : Tensão de cisalhamento

r_{med} : Tensão de cisalhamento médio

ε : Deformação normal

γ : Deformação por cisalhamento

$r_{max\ abs}$: Tensão de cisalhamento máxima absoluta

$[K]_e$: Matriz de rigidez

$\{T\}_e$: Vetor de efeitos externos

$\{C\}_e$ e $\{F\}_e$: Vetores oriundos da resposta do sistema

$[K]$: Matriz de rigidez global

$\{T\}$: Vetor dos efeitos externos global

$\{C\}$ e $\{F\}$: Vetores oriundos da resposta do sistema global

$[\bar{K}]$: Matriz de rigidez com condições de contorno

$\{\bar{T}\}$: Vetor de efeitos externos com condição de contorno

$\{\bar{C}\} + \{\bar{F}\}$: Vetores oriundos da resposta do sistema com condições de contorno

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA	15
1.2 OBJETIVOS	17
1.2.1 Objetivos gerais.....	17
1.2.2 Objetivos específicos.....	17
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO	17
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1 PROJETO DE PRÓTESES	19
2.2 IMPRESSÃO 3D DE PRÓTESES	20
2.3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE PRÓTESES	21
2.4 OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA.....	23
3. REFERENCIAL TEÓRICO	25
3.1 PROTOTIPAGEM RÁPIDA.....	25
3.2 MANUFATURA ADITIVA.....	25
3.2.1 Técnicas de manufatura aditiva	26
3.2.1.1 Fabricação por filamento fundido (FFF)	26
3.2.1.2 Fotopolimerização em cuba	26
3.2.1.3 Sinterização seletiva por laser (SLS)	27
3.3 RESISTÊNCIA DOS MATERIAIS	28
3.3.1 Tensão.....	28
3.3.1.1 Tensão normal	28
3.3.1.2 Tensão de cisalhamento	29
3.3.1.3 Estado geral de tensão.....	30
3.3.2 Deformação	31

3.3.2.1	Deformação normal.....	31
3.3.2.2	Deformação por cisalhamento.....	31
3.3.3	Critérios de falha	31
3.3.3.1	Teoria da tensão de cisalhamento máxima (Critério de Tresca).....	32
3.3.3.2	Teoria da máxima energia de distorção (Critério de Von Mises)	33
3.4	SIMULAÇÃO NUMÉRICA	33
3.5	SOFTWARE ANSYS	34
3.5.1	Fase de pré-processamento	34
3.5.2	Discretização	34
3.5.3	Graus de liberdade	35
3.5.4	Formulação do elemento	36
3.5.5	Sistema matricial para o elemento	37
3.5.6	Montagem das matrizes dos elementos.....	37
3.5.7	Aplicação das condições de contorno.....	37
3.5.8	Fase de solução.....	38
3.5.9	Pós-processamento	38
3.6	OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA.....	38
3.6.1	Processo de otimização	38
4.	PROJETO E OTIMIZAÇÃO DA PRÓTESE	40
4.1	MATERIAIS APLICADOS	40
4.1.1	PLA.	40
4.1.2	ABS	41
4.1.3	PETG	41
4.2	SIMULAÇÃO ESTÁTICA	41
4.2.1	Modelo 3D	42
4.2.2	Malha	43

4.2.3	Condições de contorno	44
4.3	OTIMIZAÇÃO DA GEOMETRIA.....	45
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	48
5.1.	RESULTADOS DA SIMULAÇÃO ESTÁTICA	48
5.1.1	Simulação estática da prótese não otimizada (PLA)	48
5.1.2	Simulação estática da prótese não otimizada (ABS)	49
5.1.3	Simulação da prótese não otimizada (PETG)	49
5.2	OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA DA PRÓTESE	50
5.3	VALIDAÇÃO DA PRÓTESE OTIMIZADA	52
5.3.1	Prótese em PLA	53
5.3.2	Prótese em PETG	54
5.4	REDUÇÃO DE MASSA	54
5.5	REDUÇÃO NO CUSTO DE MATERIAL CONSUMIDO	55
5.6	REDUÇÃO NO TEMPO DE IMPRESSÃO	56
6.	CONSIDERAÇÕES FINAIS E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....	61

1. INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA

De acordo com o art. 2º da lei nº 13146 de 6 de julho de 2015, pessoas com deficiência são aquelas que tem impedimento de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial, os quais, em interação com diversas barreiras, podem obstruir sua participação plena e efetiva na sociedade em igualdade de condição com as demais pessoas. De acordo com o IBGE (2010), existem mais de 45 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência representando cerca de 24% da população brasileira, deste total mais de 13 milhões são deficientes físicos. A deficiência física é caracterizada pela alteração completa ou parcial de um ou mais segmento do corpo humano, comprometendo a mobilidade e coordenação geral do corpo. As pessoas com deficiência física apresentam limitações na realização de atividades rotineiras devido à falta parcial ou total de seus membros, de forma a proporcionar melhor conforto a essas pessoas, diversos inventores desenvolveram modelos de próteses que reduzissem as restrições físicas, substituindo o membro perdido. As próteses são membros artificiais que substituem o membro perdido e devolvem a pessoa amputada a mobilidade e autonomia.

As primeiras próteses criadas datam do ano 710 A.C, o material utilizado para sua construção era a madeira o couro, o feltro, o aço e o duralumínio. A prótese mais antiga construída pelo homem foi encontrada próximo a cidade de Luxor no Egito e foi encontrada em uma múmia feminina, a prótese de um dedão do pé era feita de madeira e couro (ARCHEOLOGY, 2011).

Figura 1. Prótese de um dedo de madeira e couro



Com o avanço tecnológico, as técnicas de construção de próteses foram se aprimorando, o surgimento de novos materiais e de novos processos de fabricação permitiram o desenvolvimento de próteses cada vez mais tecnológicas, com menor quantidade de massa e maior conforto para o usuário. A evolução das próteses tem proporcionado ao deficiente físico uma melhor qualidade de vida, tendo em vista que as próteses atuais se assemelham bastante ao membro humano, trazendo uma maior autonomia para estas pessoas a figura 2 ilustra a evolução das próteses.

Figura 2. Evolução das próteses



Fonte: <https://www.abc.net.au/news/2016-04-21/how-war-amputees-drove-the-prosthetics-industry/7342626>
acesso em 28/12/2021.

Devido a aplicação de materiais altamente tecnológicos como ligas de titânio, ligas de alumínio e fibra de carbono, as próteses atuais possuem um custo elevado e por conta do elevado preço da matéria prima utilizada para sua fabricação.

Segundo a Associação brasileira de Ortopedia Técnica (ABOTEC), apenas uma pequena parcela dos deficientes físicos consegue ter acesso a estas próteses, apenas 3% dos deficientes físicos brasileiros tem acesso ao uso de próteses, por isso pesquisadores buscam por materiais e processos de fabricação que barateassem o preço das próteses, com isso, a impressão 3D surge como uma alternativa para a fabricação de próteses. (GARCIA 2009).

A impressão 3D permite a fabricação de componentes com um menor custo quando comparado aos métodos convencionais de fabricação e possibilita a construção de geometrias altamente complexas, logo, essa ferramenta demonstra um grande potencial na manufatura de

componentes protéticos devido seu alto grau de personalização, sendo possível criar próteses sob medida de acordo com o biotipo do usuário, inúmeros pesquisadores vem desenvolvendo técnicas de produção de prótese através de impressão 3D. (GIORDANO. et.al, 2016).

Para desenvolver uma geometria altamente eficaz com o mínimo de material e sem afetar a integridade estrutural da prótese, a manufatura aditiva pode se aliar a uma ferramenta chamada otimização topológica, que tem como função a remoção de material que não esteja desempenhando função útil dentro de uma determinada peça, reduzindo o custo com material e tempo de fabricação tornando o processo de fabricação de próteses via impressão 3D ainda mais barato. (ALMEIDA et.al, 2014).

O presente trabalho realizou simulações numéricas com dois materiais diferentes, utilizando o método dos elementos finitos, a fim de determinar qual material teria uma melhor performance com o processo de otimização topológica.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivos gerais

O presente trabalho tem como objetivo principal realizar simulações numéricas de uma prótese transtibial e otimizá-la através da ferramenta de otimização topológica.

1.2.2 Objetivos específicos

- a) Realizar análise estrutural em uma prótese transtibial.
- b) Otimizar a geometria de forma a reduzir sua massa sem afetar sua eficiência estrutural.
- c) Selecionar materiais mais baratos e alternativos para fabricação de próteses.
- d) Redução do tempo de produção da prótese a partir da impressão 3D.
- e) Redução do uso de material para fabricação da prótese.
- f) Aplicar os conhecimentos de mecânica dos sólidos em projetos que melhorem a qualidade de vida das pessoas.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho de conclusão de curso é dividido e 5 capítulos.

O capítulo 2 apresenta a revisão bibliográfica relacionada ao tema do projeto. Nesta fase são abordadas informações sobre projeto de prótese, simulação numérica de próteses, impressão de próteses via manufatura aditiva e otimização topológica.

O capítulo 3 o referencial teórico que embasa toda pesquisa realizada nesse trabalho

O capítulo 4 apresenta o projeto de otimização da prótese, onde os principais objetivos são determinar uma geometria ótima que diminua a massa sem afetar o desempenho mecânico do componente.

O capítulo 5 apresenta os resultados obtidos após a realização do processo de otimização topológica. Nele são apresentados os resultados de redução de massa, redução no custo de material utilizado e redução no tempo de impressão

O capítulo 6, finalmente, apresenta as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 PROJETO DE PRÓTESES

Theodório et.al (2015), propõe em seu trabalho o desenvolvimento de uma prótese transtibial de baixo custo utilizando bambu (*Dendrocalamus gigantes*), como material alternativo, o material utilizando foi avaliado por meio de ensaios mecânicos com uma carga de 18000 kg, mostrando-se, portanto, um material viável para a fabricação das próteses, o modelo é apresentado na fig. 3.

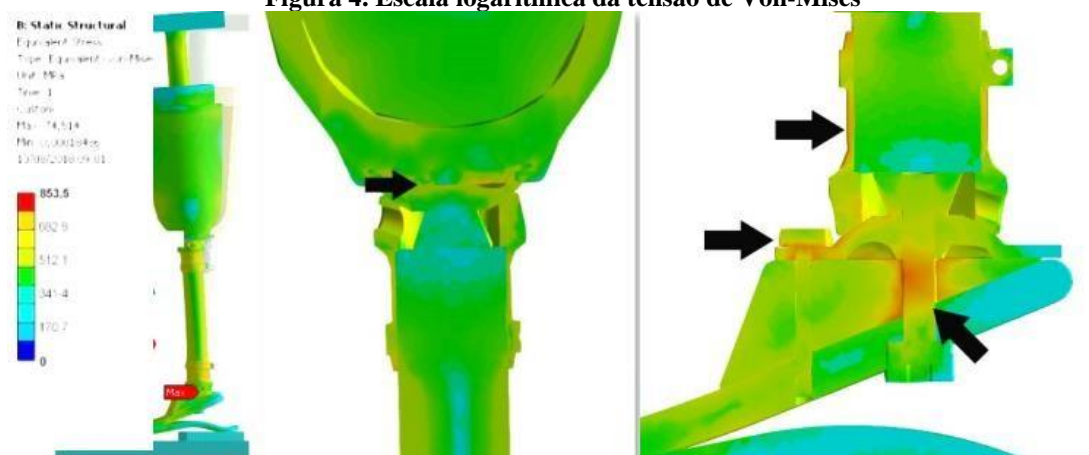
Figura 3. Prótese em bambu e EVA.



Fonte: Theodório et.al (2015)

Dos Santos (2018) em seu trabalho desenvolveu uma avaliação numérica e experimental de um protótipo de prótese transtibial usando materiais sustentáveis de baixo custo, foram utilizados biocompósitos resultantes da junção do bambu e resina poliuretana à base de óleo de mamona. O projeto foi realizado em duas etapas, a primeira etapa consistiu na realização de simulações numéricas para avaliar a resistência e a distribuição das tensões no modelo proposto, a simulação tem como objetivo definir uma geometria mais eficiente sem a necessidade da realização de inúmeros ensaios mecânicos, a resultado da simulação é apresentado na fig. 4.

Figura 4. Escala logarítmica da tensão de Von-Mises



Fonte: Dos Santos (2018)

A segunda etapa consistiu na realização de um ensaio mecânico para validar o modelo numérico simulado, o ensaio realizado consistiu na aplicação de uma força de compressão até que a condição de ruptura seja atingida. O ensaio realizado é apresentado na fig. 5.

Figura 5. Representação da configuração de ensaio

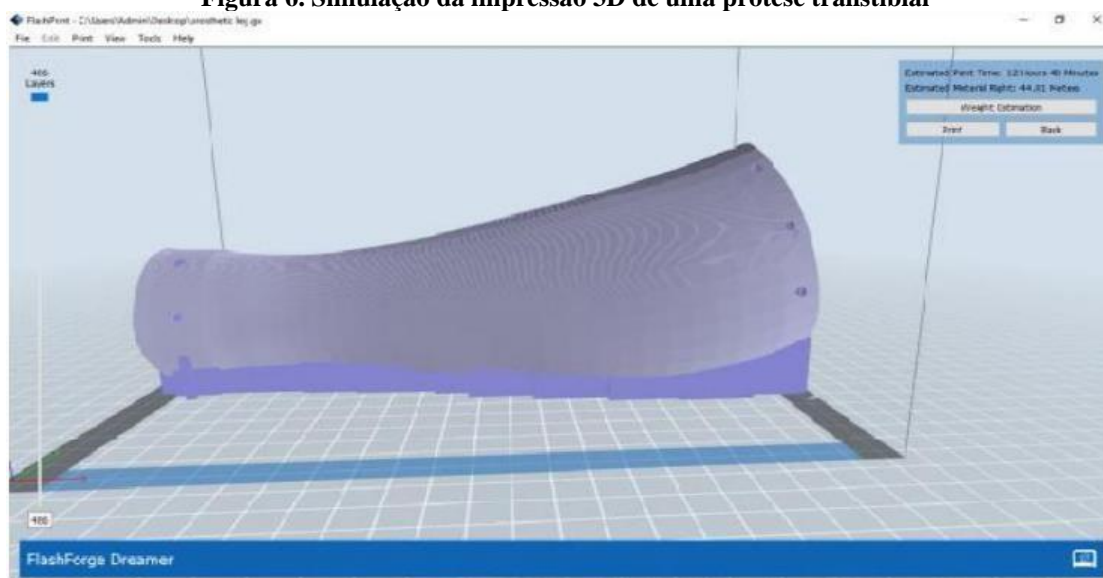


Fonte: Dos Santos (2018)

2.2 IMPRESSÃO 3D DE PRÓTESES

Pramar (2018) desenvolveu um estudo em que avalia o processo de fabricação de uma prótese transtibial através de impressão 3D e compara a eficiência do método com os processos tradicionais de fabricação, a prótese manufaturada via impressão 3D apresenta um tempo de fabricação menor quando comparada aos processos tradicionais de fabricação. O modelo desenvolvido é apresentado na fig. 6.

Figura 6. Simulação da impressão 3D de uma prótese transtibial

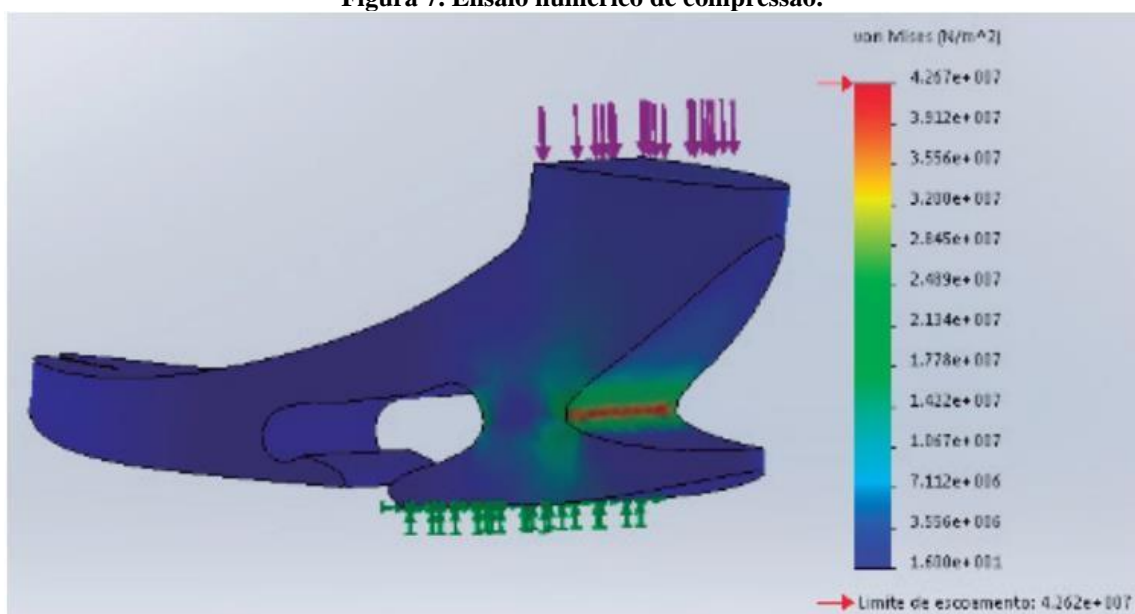


Fonte: Pramar (2018)

2.3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE PRÓTESES

Tirlone e Luz (2017) desenvolveram em seu trabalho a confecção de uma prótese transtibial utilizando o processo de impressão 3D utilizando materiais poliméricos de baixo custo, e através deste modelo, realizaram simulações numéricas a fim de definir o melhor material e geometria da peça, o resultado da simulação é indicado na fig. 7.

Figura 7. Ensaio numérico de compressão.



Fonte: Tirlone e Luz (2017)

E para validar as simulações realizaram ensaios mecânicos para comprovar a eficiência do equipamento protético, os resultados da simulação e do ensaio mecânico apresentaram um

erro relativo de 6% demonstrando a eficiência do método utilizado, o procedimento realizado durante o ensaio mecânico é apresentado na fig. 8.

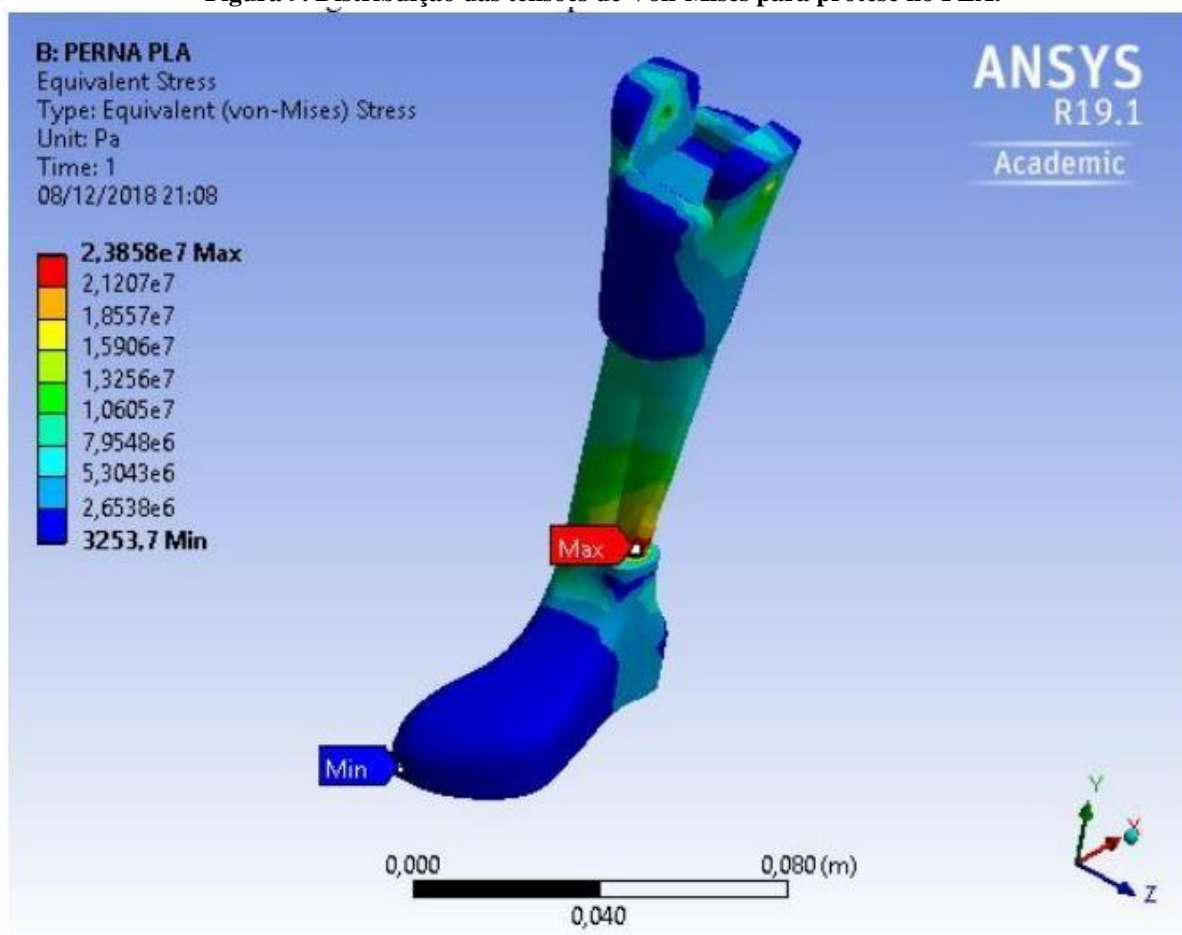
Figura 8. Ensaio mecânico de compressão



Fonte: Tirlone e Luz (2017)

Cordeiro (2018), em seu trabalho desenvolveu uma pesquisa que avalia a aplicabilidade da manufatura aditiva para a fabricação de uma prótese transtibial utilizando como materiais o PLA e o ABS, para realizar tal avaliação foram utilizadas ferramentas de simulação numérica via método dos elementos finitos com o intuito de analisar o comportamento mecânico da prótese quando submetida a uma carga de compressão de 200 kg. Dos protótipos virtuais simulados o PLA apresentou um melhor desempenho visto que as tensões apresentadas do componente são menores que a tensão de escoamento do material garantindo que o material utilizado na manufatura não sofra deformação plástica durante o uso. O resultado da distribuição de tensão é apresentado na fig. 9.

Figura 9. Distribuição das tensões de Von-Mises para prótese no PLA.

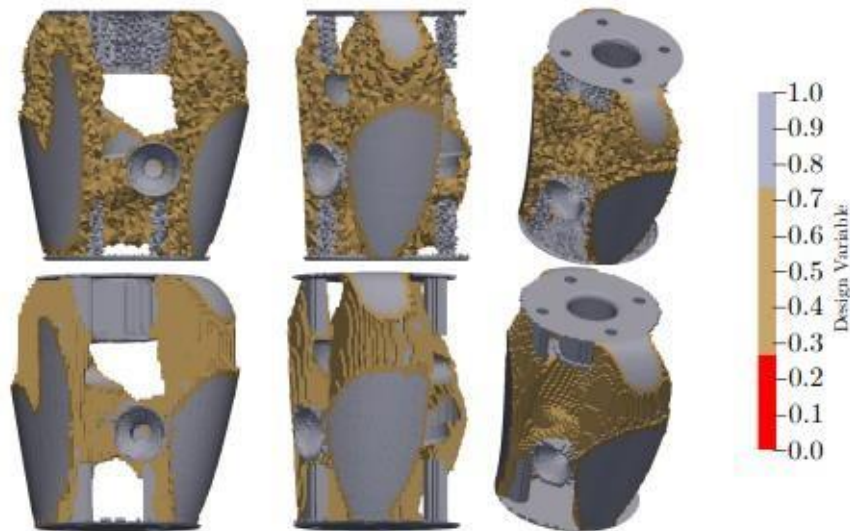


Fonte: Cordeiro (2018)

2.4 OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA

Sotola et. Al (2020) utilizou o processo de otimização topológica para reduzir a massa da parte inferior do suporte do coto de uma prótese transtibial. O projeto realizado analisa a geometria inicial, que em geral é projetada de forma superdimensionada em termos de rigidez e capacidade de carga, as cargas de projeto a serem avaliadas são obtidas por meio de uma análise biomecânica da caminhada, e essas cargas são utilizadas como dados de entrada para a realização de uma simulação numérica utilizando o método dos elementos finitos (MEF), os resultados da simulação via MEF são utilizados na otimização topológica que gerou uma geometria final 58% mais leve e sem afetar seu desempenho mecânico, o resultado da otimização topológica do suporte do coto é mostrado na fig. 10.

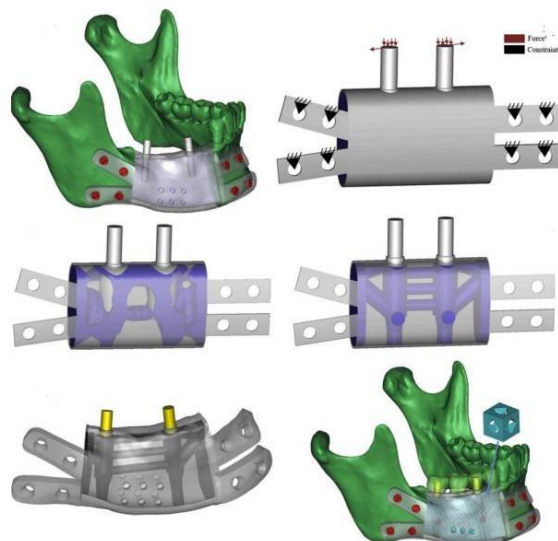
Figura 10. Corpo otimizado topologicamente.



Fonte: Sotola et.al (2020)

Cheg et. Al (2020) analisou o comportamento mecânico de um bloco ósseo mandibular otimizado topologicamente e impresso utilizando o processo de manufatura aditiva com polieterecetona (PEKK). O modelo mandibular virtual foi desenvolvido utilizando imagens de tomografia computadorizada, esse modelo 3D foi utilizado para avaliação inicial que consistiu em uma análise via método dos elementos finitos para avaliar o comportamento mecânico da estrutura óssea quando submetida aos carregamentos impostos. Os resultados para o bloco ósseo otimizado topologicamente apresentaram uma redução de 71,9% na tensão máxima apresentada, o resultado obtido é mostrado na fig. 11.

Figura 11. Processo de otimização topológica de um bloco ósseo.



Fonte: Cheg et.al (2020)

3. REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 PROTOTIPAGEM RÁPIDA

O termo prototipagem rápida (PR) refere-se a um conjunto de tecnologias utilizadas na fabricação de objetos físicos, diretamente a partir de fontes de dados gerados por um sistema de projeto auxiliado por computador esse processo é baseado na adição de pequenas camadas sucessivas viabilizando a fabricação de objetos físicos em três dimensões (3D). (GRONI, 2001).

As classificações das tecnologias de PR são obtidas de acordo com o estado ou forma inicial da matéria-prima utilizada na fabricação podendo estas serem baseadas em líquido, sólido e pó. (VOLPATO, 2007).

3.2 MANUFATURA ADITIVA

A manufatura aditiva, também conhecida como impressão 3D é definida como um conjunto de tecnologias que utiliza do processo de deposição de camadas. Este processo permite a melhora no desempenho de um componente através da melhora no design ou da arquitetura microestrutural. (CORDEIRO, 2018).

Os principais processos de fabricação possuem princípios baseados na moldagem do material, na sua fusão ou na retirada de material até obter a forma desejada, outros processos podem envolver a conformação que gera a geometria final a partir da deformação plástica do material inicial, a união dos componentes ou na divisão deles. Estes processos são bastante eficientes quando se trata de geometrias simples, no entanto, para geometrias com muita complexidade geométrica os processos mais comuns apresentam limitações que impedem o desenvolvimento e construção deste tipo de geometria. (VOLPATO, 2017).

No final da década de 1980, um novo princípio de fabricação baseado na adição de material foi apresentado, denominado atualmente como manufatura aditiva ou impressão 3D. O processo ocorre por meio da adição sucessiva de material na forma de camadas. As informações são obtidas diretamente de uma representação geométrica 3D, o processo aditivo permite a fabricação de componentes físicos a partir de vários tipos de materiais em diferentes formas e a partir de diversos princípios. (VOLPATO, 2017).

O processo inicia com a construção de um modelo 3D da peça, sendo “fatiado” eletronicamente para a obtenção das curvas de nível 2D que definirão onde cada camada será depositada ou não, a peça final é a soma de todas as deposições sequenciais da base até o topo. (VOLPATO, 2017).

Figura 12: Etapas da impressão 3D



Fonte: Volpato (2017)

Devido ao seu princípio, a M.A possui um enorme potencial para fabricar geometrias complexas uma vez que transforma uma geometria 3D em uma sequência de geometrias 2D (camadas).

3.2.1 Técnicas de manufatura aditiva

No contexto da manufatura aditiva vários métodos foram desenvolvidos aumentando ainda mais o horizonte de possibilidades para e aplicações desta tecnologia.

3.2.1.1 Fabricação por filamento fundido (FFF)

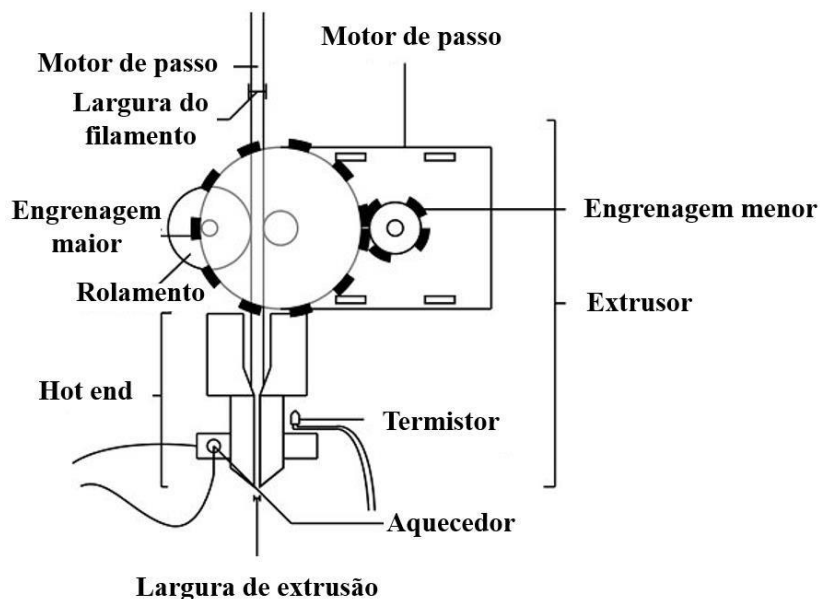
O processo consiste no aquecimento de um polímero que é forçado através de um bocal onde o polímero é derretido sobre uma plataforma seguindo um caminho pré-estabelecido. Quando solidificado o polímero define a forma da geometria e assim, o objeto é construído camada a camada. O processo é apresentado na figura 13. (All3DP, 2021).

3.2.1.2 Fotopolimerização em cuba

As principais técnicas que envolvem a fotopolimerização em cuba é a Estereolitografia (SLA) e Processamento por Luz Direta (DLP).

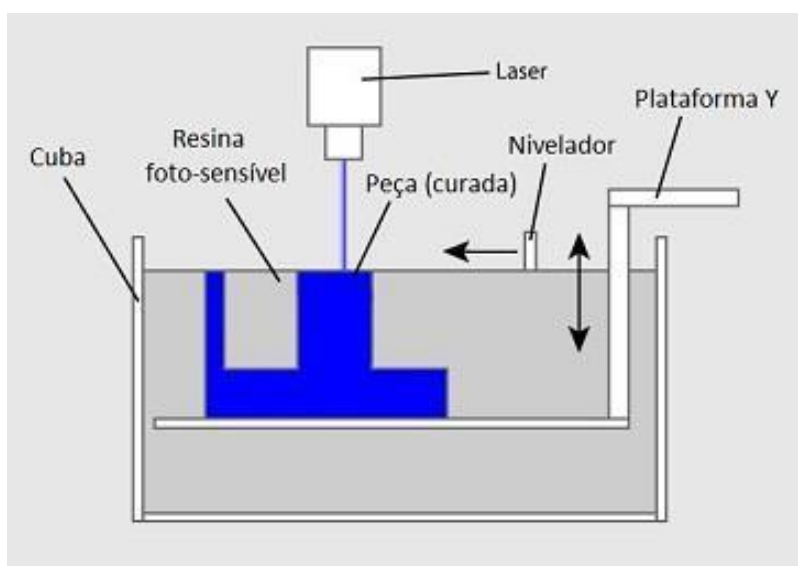
Esta técnica é realizada por meio de uma resina líquida que é curada seletivamente por um feixe de luz ultravioleta, assim a resina é depositada em uma cuba com fundo transparente, para permitir a passagem do feixe de luz. (All3DP, 2021). O processo de fotopolimerização em cuba é apresentado na fig. 14.

Figura 13: Processo de fabricação por filamento fundido.



Fonte: Hisour (2022)

Figura 14. Técnica de fotopolimerização em cuba

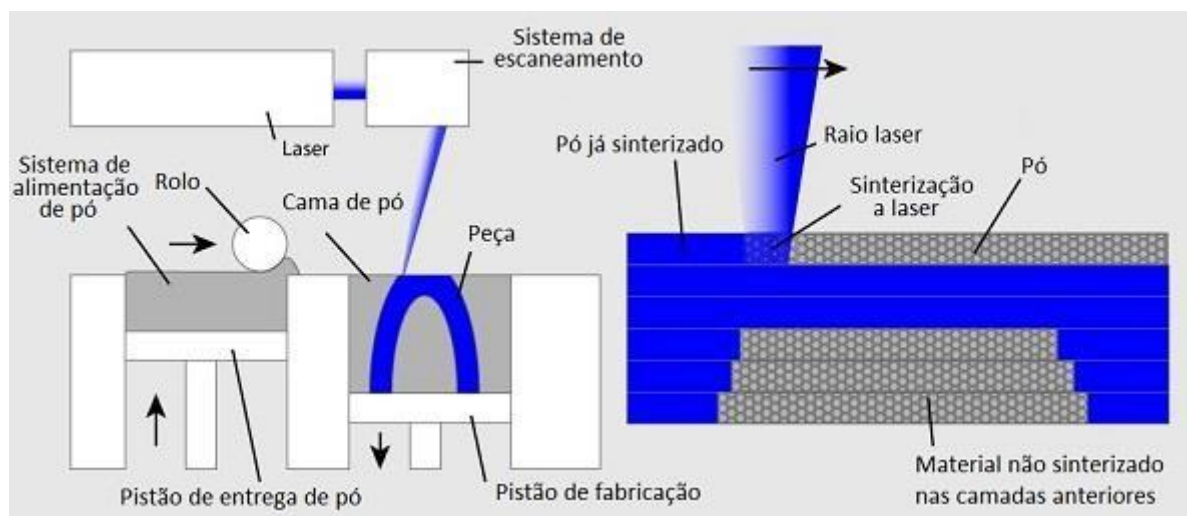


Fonte: Tudo Sobre Plástico (2018)

3.2.1.3 Sinterização seletiva por laser (SLS)

A energia térmica emitida por um laser é utilizada para induzir a fusão seletiva de uma camada de partícula de polímeros ou metais, ao serem fundidas estas partículas se unem por um processo chamado sinterização formando o sólido desejado, conforme é apresentado na fig. 15.

Figura 15. Processo de sinterização seletiva por laser



Fonte: Tudo sobre plástico (2018)

3.3 RESISTÊNCIA DOS MATERIAIS

A resistência dos materiais é um ramo da mecânica que estuda as relações entre as cargas externas aplicadas a um corpo deformável e a intensidade das forças internas que agem no interior do corpo. Esse assunto também envolve o cálculo das deformações do corpo e proporciona o estudo de sua estabilidade quando sujeito a forças externas. (HIBBLER, 2010).

3.3.1 Tensão

Na mecânica dos meios contínuos, tensão é uma medida da intensidade das forças internas agindo entre as partículas de uma seção transversal imaginária de um corpo material deformável. Essas forças internas são reações que surgem no interior do corpo decorrente de esforços externos aplicados no corpo, como por exemplo, as cargas e os apoios que atuam sobre ele. (CHEN, 2007).

3.3.1.1 Tensão normal

A tensão normal é caracterizada pela intensidade de uma força que atua perpendicular a superfície de área. A equação 1, pode ser utilizada para determinar a tensão normal que tem como unidade (N/m²) ou (Pa). (HIBBLER, 2010).

$$\sigma = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta A} [Pa] \quad (1)$$

A distribuição da tensão normal média pode ser definida pela soma das forças que agem em toda área da seção transversal, essa soma equivale a resultante interna P na seção. Se fizermos $\Delta A \rightarrow dA$ e $\Delta F \rightarrow dF$ considerando que σ é constante tem-se.

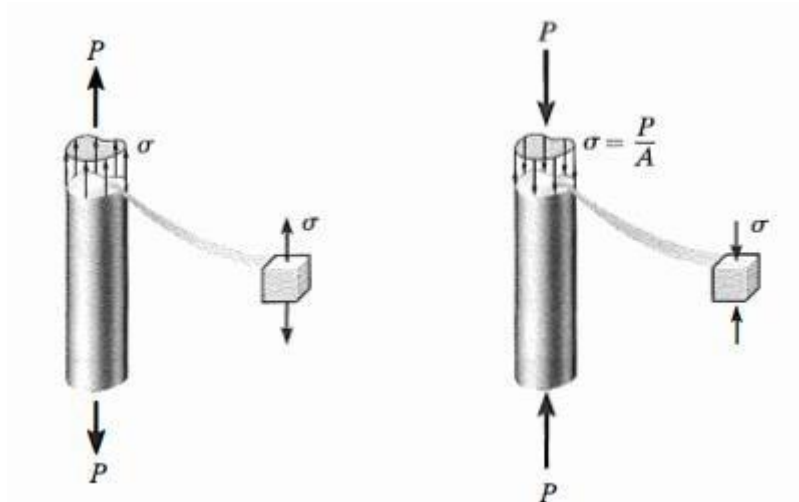
$$\int dF = \int \sigma dA \quad (2)$$

$$P = \sigma A \quad (2)$$

$$\sigma_{med} = \frac{P}{A} \quad [Pa] \quad (2)$$

Se a força normal a área ΔA tracionar o elemento de área esta será denominada como tensão de tração, ao passo que, se comprimir o elemento ΔA , ela será denominada tensão de compressão, a fig.16, ilustra a representação das tensões de tração e compressão.

Figura 16: Condições de tensão e compressão



Fonte: Hibeller (2010)

3.3.1.2 Tensão de cisalhamento

A tensão de cisalhamento é um tipo de esforço gerado por forças aplicadas tangencialmente a área da seção transversal. A ação das cargas transversais num corpo provoca forças internas na seção transversal denominadas esforços cortantes. A tensão de cisalhamento (r) é obtida através da força cortante V e a . Conforme representado pela equação 3.

$$r = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta V}{\Delta A} \quad [Pa] \quad (3)$$

A tensão de cisalhamento média distribuída sobre cada área seccionada que envolve essa força cortante é definida pela equação 4.

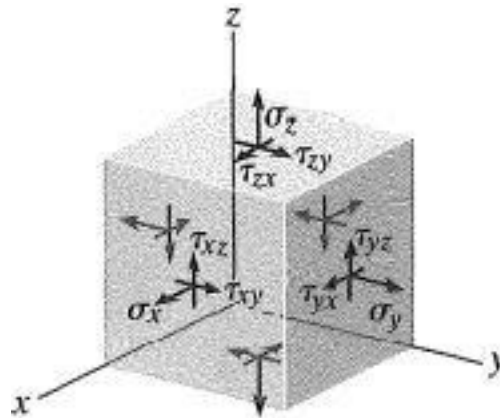
$$r_{med} = \frac{V}{A} [Pa] \quad (4)$$

Onde V é a força cortante [N], e A é a área da seção transversal [m²].

3.3.1.3 Estado geral de tensão

O estado de tensão é caracterizado por três componentes que agem em cada face do elemento. Essas componentes da tensão descrevem o estado de tensão no ponto somente para o elemento orientado ao longo dos eixos x, y, conforme ilustra a figura 17. (HIBBLER, 2010).

Figura 17: Estado geral de tensões



Fonte: Hibbler (2010)

Pode-se observar que as tensões normais atuantes nos planos perpendiculares aos eixos x, y e z, são representadas por σ_x , σ_y e σ_z . As tensões cisalhantes possuem duas componentes em cada plano, onde a primeira letra representa o eixo perpendicular ao plano de atuação da componente de tensão e a segunda indica qual sua direção. Observa-se que para o estado geral de tensões submetido a um carregamento, existem nove componentes, sendo três de tensão normal (σ_x , σ_y e σ_z) e seis de tensão cisalhante (r_{xy} , r_{zx} , r_{yx} , r_{yz} , r_{zx} e r_{zy}). (HIBBLER, 2010).

3.3.2 Deformação

Sempre que uma força é aplicada a um corpo, esta tende a mudar sua forma e o tamanho dele. Essas mudanças são denominadas deformações e podem ser altamente visíveis ou praticamente imperceptíveis se não forem utilizados equipamentos que façam medições precisas. De modo geral, a deformação de um corpo não será uniforme em todo seu volume e, portanto, a mudança na geometria de cada segmento de reta no interior do corpo pode variar ao longo do seu comprimento. (HIBBLER,2010).

3.3.2.1 Deformação normal

É o alongamento ou contração de um segmento de reta por unidade de comprimento quando o elemento é submetido a uma carga axial a deformação normal é definida pela equação 5, onde o resultado é um valor adimensional.

$$\varepsilon = \frac{\Delta_{sF} - \Delta_s}{\Delta_s} \quad [m/m] \quad (5)$$

Onde Δ_{sF} = Comprimento final [m] e Δ_s = Comprimento inicial [m]

3.3.2.2 Deformação por cisalhamento

A mudança de ângulo entre dois segmentos de reta que originalmente eram perpendiculares um ao outro é denominada deformação por cisalhamento. Este ângulo é representado por γ e é medido em radianos (rad). (HIBBLER, 2010).

$$\gamma = \frac{\pi}{2} - \theta' \quad [Rad] \quad (6)$$

Onde $\theta' = \hat{\text{Ângulo de deformação [Rad]}}$

3.3.3 Critérios de falha

Ao executar um projeto utilizando um determinado material, torna-se importante estabelecer um limite superior para o estado de tensão que define a falha do material. Se o material for dúctil, normalmente a falha será especificada pelo início do escoamento, ao passo que se for frágil, isso ocorrerá na ruptura.

3.3.3.1 Teoria da tensão de cisalhamento máxima (Critério de Tresca)

Também encontrado na literatura como critério de tresca, a teoria da tensão de cisalhamento máxima afirma que o escoamento do material começa quando a tensão de cisalhamento máxima absoluta no material atinge a tensão de cisalhamento que provoca o escoamento desse mesmo material quando sujeito somente a tensão axial. Portanto, para evitar a falha o critério de Tresca exige que a tensão de cisalhamento máxima absoluta seja menor ou igual a metade da tensão de escoamento, onde σ_e é determinada por um ensaio de tração. (SHIGLEY, 2005).

$$r_{\max abs} = \frac{\sigma_{\max}}{2} \text{ [Pa]} \quad (7)$$

Onde $r_{\max abs}$ = Tensão de cisalhamento máxima [Pa] e σ_{\max} = Tensão máxima [Pa]

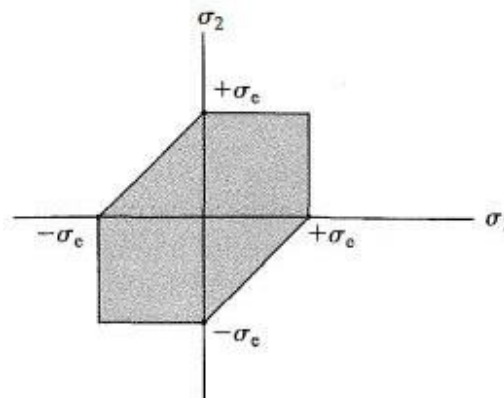
Caso as tensões principais no plano tenham sinais opostos, o critério de falha será definido pela eq. 8.

$$r_{\max abs} = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \text{ [Pa]} \quad (8)$$

Onde σ_{\min} = Tensão principal mínima [Pa]

Se o ponto material estiver sujeito ao estado plano de tensão e suas tensões principais forem representadas por uma coordenada (σ_1, σ_2) marcada no contorno ou fora da área hexagonal mostrada na Fig. 18, o material escoará e ocorrerá a falha.

Figura 18: Representação gráfica do critério de Tresca para o estado plano de tensões



Fonte: Hibbler (2010)

3.3.3.2 Teoria da máxima energia de distorção (Critério de Von Mises)

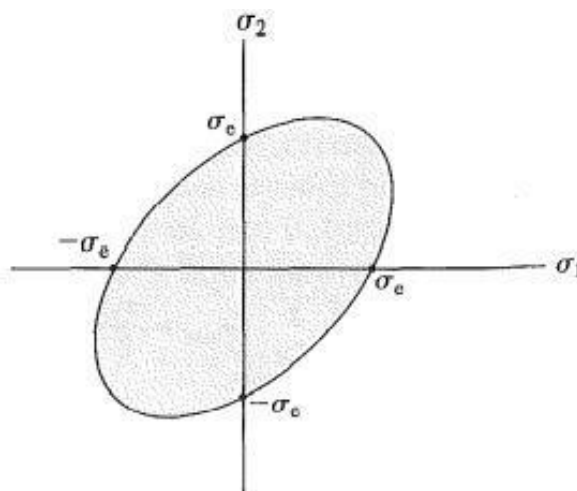
No critério de Von Mises, considera-se que um elemento estrutural dúctil irá falhar se a energia associada à mudança de forma de um corpo, submetido a um carregamento multiaxial, ultrapassar a energia de distorção de um corpo de prova submetido a um ensaio uniaxial de tração. (SHIGLEY, 2005).

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 < 2\sigma_e^2 \quad (9)$$

Onde σ_1, σ_2 e σ_3 = São as tensões principais [Pa]

A equação 9, representa uma curva elíptica, logo se em um ponto no material sofrer uma tensão tal que a coordenada da tensão é marcada no contorno ou fora da área sombreada o material irá falhar, o gráfico que representa o critério de Von-Mises é apresentado na Fig. 19.

Figura 19: Elipse de Von Mises



Fonte: Hibbler (2010)

3.4 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma forma de resolução numérica de um sistema de equações diferenciais parciais. É uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados. A origem do desenvolvimento deste recurso ocorreu no final do século XVIII, entretanto, a sua viabilização tornou-se possível

somente com o advento dos computadores, facilitando a resolução das enormes equações algébricas. O MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas e, devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, existem trabalhos com esta metodologia nas diversas especialidades, quando se deseja analisar cargas, tensões ou deslocamentos (LOTTI, 2006).

3.5 SOFTWARE ANSYS

O ANSYS é um software comercial amplamente difundido na engenharia para solução de problemas que envolvem o MEF, buscando incentivar o uso da simulação numérica dentro do ambiente estudantil a ANSYS disponibiliza uma versão totalmente gratuita para que alunos e professores possam desenvolver suas pesquisas sem a necessidade de adquirir uma licença comercial.

Atualmente, o ANSYS pode ser usado em muitos ramos da engenharia, abrangendo a aeroespacial, automotiva, eletrônica e nuclear. No entanto, para se usar o ANSYS ou qualquer outro programa que trabalhe com o MEF inteligentemente, é imperativo que se entenda conceitos básicos e limitações do Método dos Elementos Finitos (MEF), que já foram discutidos (VINHAIS, 2004).

O processo de simulação no ANSYS é dividido em algumas etapas que serão apresentadas nos próximos tópicos.

3.5.1 Fase de pré-processamento

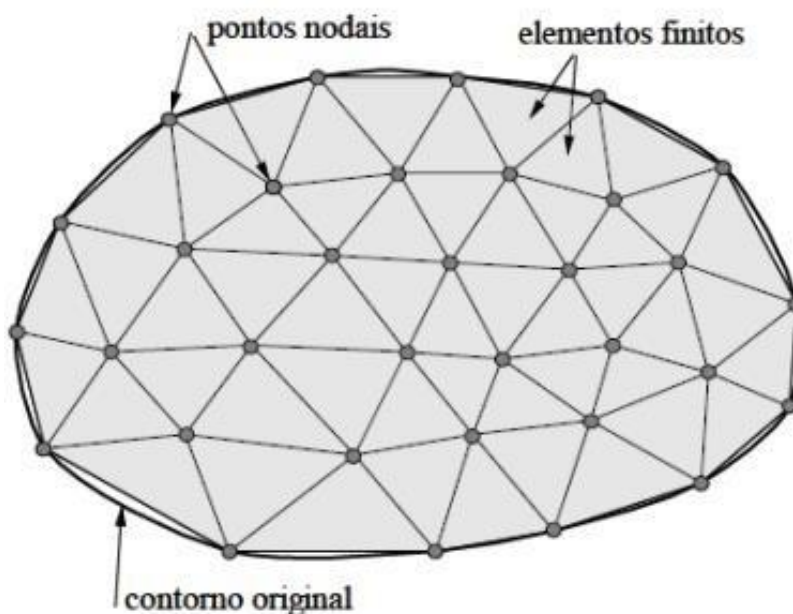
A fase de pré-processamento consiste em criar e discretizar o domínio no MEF, nesse processo é criado um modelo que represente a geometria a ser simulada para que esta seja subdividida em nós e elementos.

Nesta fase são definidas as funções de forma para representar o comportamento físico de cada subdivisão do domínio (elemento), sendo essa, uma função de aproximação contínua que é assumida para representar a solução do elemento.

3.5.2 Discretização

Consiste na divisão em elementos finitos, onde usualmente tenta-se resolver um problema complexo. O intuito principal consiste em se dividir o domínio (meio contínuo) do problema em sub-regiões de geometria simples (formato triangular, quadrilateral, cúbico etc.), conforme ilustra esquematicamente a Figura 20 (SOUZA, 2003).

Figura 20: Malha de elemento finitos



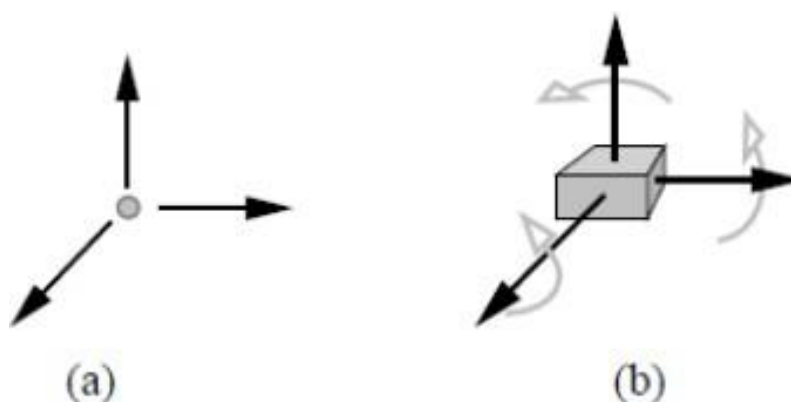
Fonte: Souza (2005)

3.5.3 Graus de liberdade

O conceito de graus de liberdade possui relevante importância no MEF, a ideia de grau de liberdade tem sua origem no movimento de partículas em problemas de Mecânica onde se considera que: (SOUZA, 2005).

- Um ponto apresenta, no espaço tridimensional, três graus de liberdade, quais sejam três possíveis movimentos de translação.
- Mais genericamente, um corpo rígido apresenta, no espaço tridimensional, seis graus de liberdade, quais sejam três possíveis de translação e três possíveis de rotação.

Figura 21: Graus de liberdade



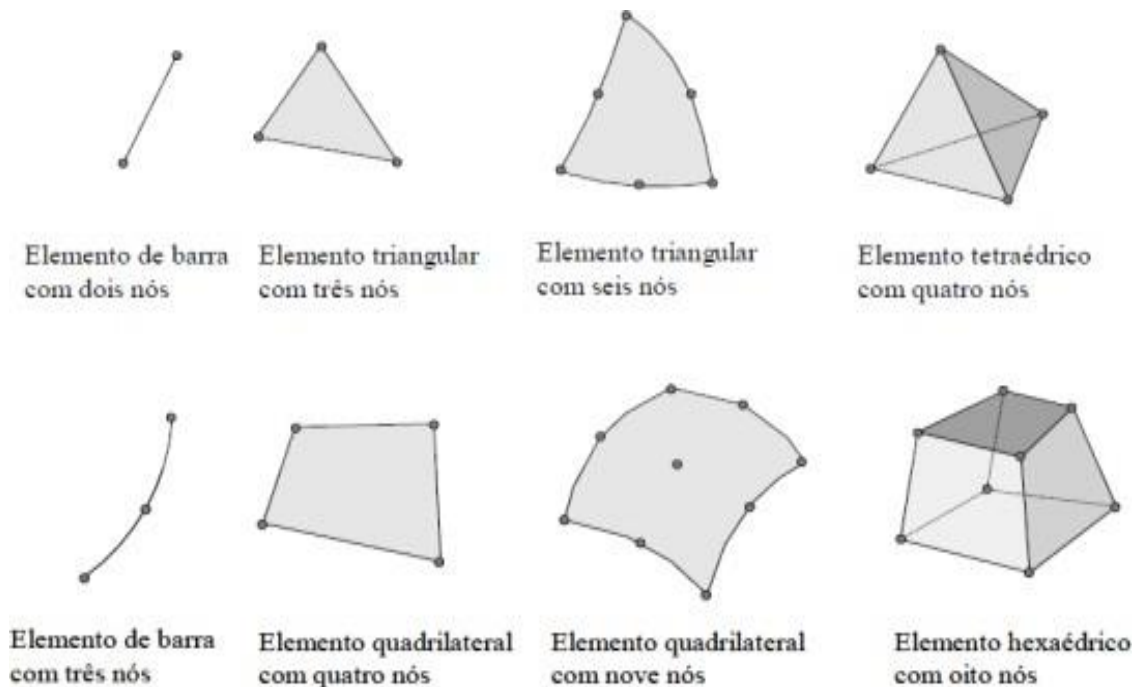
Fonte: Souza (2005)

3.5.4 Formulação do elemento

Diversos tipos de elementos finitos já foram desenvolvidos. E apresentam formas geométricas diversas (por exemplo, triangular quadrilateral, cúbico etc.) em função do tipo e da dimensão do problema (se é uni, bi ou tridimensional). A fig. 22, apresenta a geometria de vários tipos de elementos finitos (SOUZA, 2005).

Torna-se necessário escolher uma função aproximadora que descreva uma solução para o elemento utilizado. Esta função deve possuir os coeficientes a serem determinados e essa solução deve ocorrer com um erro mínimo, a solução destes coeficientes são escritas de acordo com a quantidade de nós presentes em cada elemento, o valor encontrado representa a grandeza na qual se deseja obter resultado (estado de tensão, deformação, temperatura, etc). Os modelos de polinômio são comumente utilizados como função aproximadora, onde o polinômio é proporcional ao número de nós, tendo em vista que ao aumentar o grau do polinômio se torna necessário um maior número de nós na definição do elemento. (SILVA, 2012).

Figura 22: Diferentes tipos de elementos finitos



Fonte: Souza (2005)

3.5.5 Sistema matricial para o elemento

Para solução do sistema de equações gerado pelo polinômio aproximador é necessário montar um sistema matricial em função das grandezas nodais. Inicialmente são determinados uma matriz de rigidez que representa as características geométricas e inerciais do elemento, para complementar o sistema matricial são definidos também os vetores dos efeitos externos para cada elemento isolado (SILVA, 2012).

$$[K]_e \cdot \{T\}_e = \{C\}_e + \{F\}_e \quad (10)$$

Onde $[K]_e$ é a matriz de rigidez, $\{T\}_e$ é o vetor de efeitos externos e $\{C\}_e$ e $\{F\}_e$ são vetores oriundos da resposta do sistema.

3.5.6 Montagem das matrizes dos elementos

Após determinado o sistema matricial para cada elemento, se torna necessário unir todos os sistemas e um único sistema global, gerando assim um sistema matricial global composto de matrizes e vetores globais, durante a montagem deste sistema é necessário atentar-se a numeração e valor de cada nó em cada elemento (SILVA, 2012).

$$[K] \cdot \{T\} = \{C\} + \{F\} \quad (11)$$

Onde $[K]$ é a matriz de rigidez global, $\{T\}$ é o vetor de efeitos externos global e $\{C\}$ e $\{F\}$ são vetores globais obtidos da resposta do sistema.

3.5.7 Aplicação das condições de contorno

Para que possa ser resolvido, o sistema matricial global deve ser alimentado com as condições de contorno do sistema (SILVA, 2012).

$$[\bar{K}] \cdot \{\bar{T}\} = \{\bar{C}\} + \{\bar{F}\} \quad (12)$$

Onde $[\bar{K}]$ é a matriz de rigidez global com as condições de contorno, $\{\bar{T}\}$ é o vetor de efeitos externos global com as condições de contorno e $\{\bar{C}\}$ e $\{\bar{F}\}$ são vetores globais obtidos da resposta do sistema resolvido.

3.5.8 Fase de solução

O sistema matricial da Equação (12) deve ser resolvido utilizando métodos diretos ou iterativos para a solução de sistemas lineares simultaneamente para se obter soluções nodais, como valores de deslocamentos de diferentes nós, ou temperatura, ou tensão mecânica etc. No caso de matrizes maiores deve-se tirar vantagem do grande número de termos nulos para tornar a solução do sistema mais eficiente (FURTADO, 2013).

3.5.9 Pós-processamento

A solução obtida (valores nodais) deve ser organizada na forma de tabelas, plotagens de gráficos bi e tridimensionais, curvas de contorno para poder ser interpretada. Além disso, variáveis secundárias também podem ser determinadas. Essas variáveis são dadas pelas derivadas dos valores nodais (nesse caso para este trabalho tensões mecânicas) e podem ser plotadas usando vetores (FURTADO, 2013).

3.6 OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA

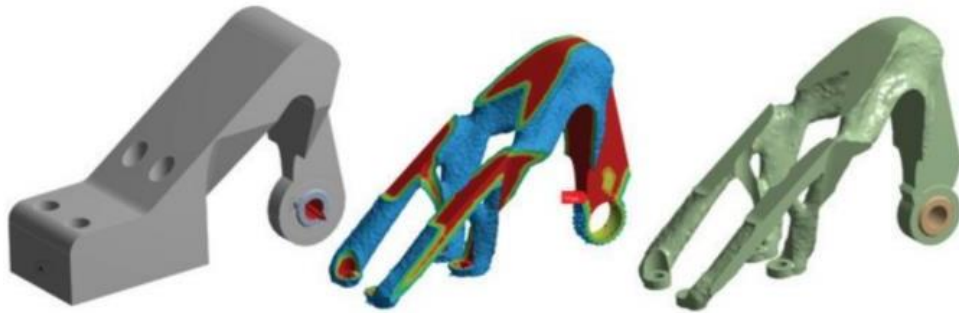
A otimização topológica pode ser definida como uma metodologia numérica que otimiza o layout do material dentro de um determinado espaço de design e para determinadas condições de contorno, de modo que o layout resultante atenda a um conjunto prescrito de metas de desempenho. (DIEGEL, 2019).

Em geral as peças geradas por otimização topológica apresentam uma forma orgânica difícil de ser reproduzida por manufatura tradicional (moldagem por injeção, fundição, forjamento, usinagem etc.). Por isso com a melhora dos processos de impressão 3D, a otimização topológica está ganhando cada vez mais espaço.

3.6.1 Processo de otimização

Conhecidas as condições de esforços e restrições em que o componente está submetido, é definida uma geometria inicial, com um perfil genérico, como referência para a avaliação estrutural. Baseado nas reações do sistema aos carregamentos impostos, o algoritmo de otimização topológica entra em ação, avaliando e excluindo os elementos de malha que não apresentam função estrutural. A estrutura final, com perfil definido pelo otimizador topológico, é então reavaliada em uma análise estrutural, validando o processo, o processo de otimização topológica é exemplificado na fig. 23.

Figura 23: Processo de otimização topológica



Fonte: ESSS (2017)

Após validada a geometria, é possível criar um modelo via manufatura aditiva, esta etapa converte o modelo virtual em modelo físico.

4. PROJETO E OTIMIZAÇÃO DA PRÓTESE

4.1 MATERIAIS APLICADOS

Na manufatura aditiva, em especial na impressão 3D o uso de polímeros é predominante quando se trata de prototipagem rápida, neste presente trabalho será utilizada os materiais PLA (Ácido polilático), ABS (Acrylonitrile butadiene styrene) e o PETG (Poliethylene Ethylene Tetephtalate Glycol) para realizar simulações de uma prótese de perna e avaliar a possibilidade de aplicação dos mesmos para uma possível impressão 3D.

4.1.1 PLA.

O PLA é um termoplástico biodegradável de origem natural e de fontes renováveis, como amido de milho ou cana-de-açúcar. A produção do PLA vem da fermentação de vegetais, obtendo assim o ácido lático, após essa etapa há um processo químico complexo que que transforma o material em grão ou pellets. (3DLAB, 2020).

Na impressão 3D, o PLA ganhou destaque devido suas boas características de impressão, as principais são:

- Facilidade de imprimir, podendo ser impresso em qualquer impressora (aberta ou fechada);
- Boa aderência a mesa de impressão;
- Baixíssima contração;
- Elevada dureza superficial;
- Alta qualidade visual na impressão;
- Peças com brilho;
- Ótima adesão entre camadas;

A tabela 1 indica as propriedades mecânicas do PLA obtidas através de ensaio normatizado.

Tabela 1. Ensaio de tração para o PLA segundo a norma ASTM D 638

PROPRIEDADES DO PLA	
Densidade	1,24 (g/cm ³)
Tensão de ruptura	46 (Mpa)
Tensão de escoamento	24,8 (Mpa)
Módulo de elasticidade	1896 (Mpa)

Fonte: 3DLab (2018)

4.1.2 ABS

O ABS é uma resina termoplástica derivada de petróleo. É formado pela copolimerização de três monômeros: acrilonitrila, butadieno e o estrieno.

O ABS é um dos materiais mais utilizados na impressão 3D devido sua ótima resistência mecânica, resistência térmica e a facilidade de dar acabamento posterior, seja com lixa ou tratamento com acetona. A tabela 2 indica as propriedades mecânicas do ABS.

Tabela 2. Ensaio de tração para o ABS segundo a norma ASTM D 638

PROPIEDADES DO ABS	
Densidade	1,04 (g/cm ³)
Tensão de ruptura	29 (Mpa)
Tensão de escoamento	14,7 (Mpa)
Módulo de elasticidade	1335,9 (Mpa)

Fonte: 3DLab (2018)

4.1.3 PETG

O PETG é o copolímero mais utilizado no processo de impressão 3D, o material é resultado do processo de copolimerização do PET (Polyethylene Terephthalate). O material tem funcionalidade similar ao ABS (boa resistência à temperatura, duradouro, resistente) e a facilidade de ser impresso semelhante ao do PLA. Além disto possui boa adesão entre as camadas, pouca deformação durante a impressão. (FILAMENT2PRINT, 2019). As propriedades mecânicas do PETG são apresentadas na tabela 3.

Tabela 3. Ensaio de tração para o PETG segundo a norma ASTM D 638

PROPIEDADES DO PETG	
Densidade	1,27 (g/cm ³)
Tensão de ruptura	32,6 (Mpa)
Tensão de escoamento	18,6 (Mpa)
Módulo de elasticidade	1067,9 (Mpa)

Fonte: 3DLab (2018)

4.2 SIMULAÇÃO ESTÁTICA

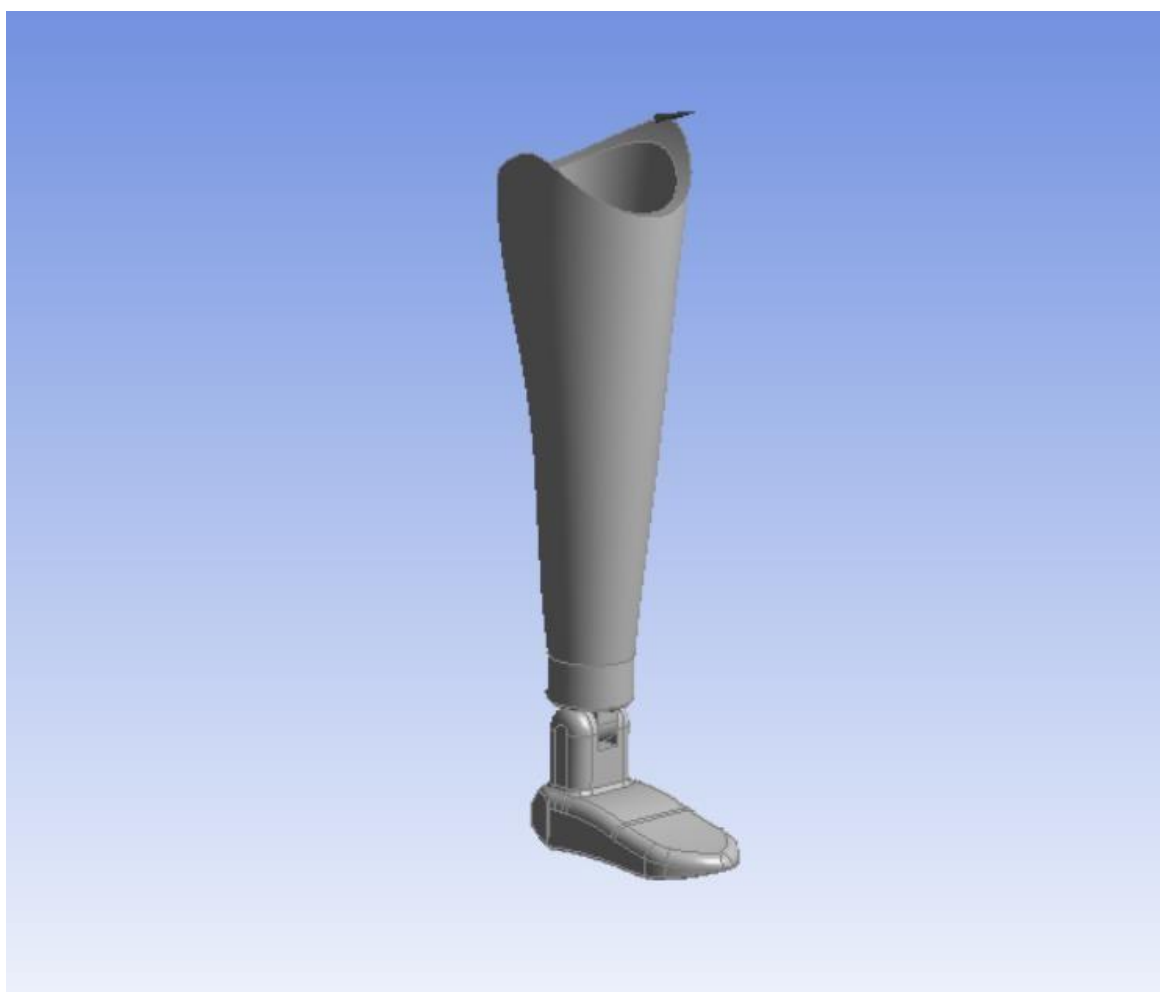
A simulação estática é o passo inicial para o processo de otimização topológica onde através dela torna-se possível determinar a distribuição de tensão na geometria baseado nas

condições de contorno impostas. A simulação realizada avalia a integridade estrutural de uma prótese trans tibial, o componente em questão está submetido a uma carga de compressão de 200 kg (1962 N), que simula o peso de uma pessoa atuando sobre ela.

4.2.1 Modelo 3D

Buscando desenvolver um protótipo que representasse de forma mais fidedigna uma perna humana. Foi desenvolvido um modelo 3D que será utilizado na simulação numérica, essa geometria precisa ser simples e deve representar o membro de uma forma genérica pois a finalidade principal ao final da simulação é definir uma nova geometria que seja mais complexa, mais leve e com resistência semelhante a simulada inicialmente, o modelo genérico é apresentado na fig. 24.

Figura 24. Modelo 3D da prótese simulada



Fonte: Autoria própria (2022)

4.2.2 Malha


A geração da malha é uma das principais etapas iniciais a ser definida em uma simulação. A qualidade da definição da malha reflete diretamente na precisão dos resultados, além de influenciar diretamente na convergência do modelo analisado.

O software utilizado para geração da malha de elementos finitos foi o ANSYS Workbench, que utiliza elementos tetraédricos, prismáticos e piramidais para a geração de malhas.

Para avaliar a qualidade da malha foi utilizada a ferramenta *skewness* do ANSYS que avalia a malha a partir da qualidade dos elementos que fazem parte dela.

O *skewness* é definido como a diferença entre um elemento deformado e um elemento equilátero de mesmo volume. Elementos que apresentam elevada distorção podem diminuir a precisão e desestabilizar a solução numérica, portanto, uma regra geral define que o valor máximo para o *skewness* deve ser mantido abaixo de 0,95 e o valor médio menor que 0,33. (ANSYS, 2015).

Figura. 25 de avaliação para o *skewness*



Excellent	Very good	Good	Acceptable	Bad	Unacceptable
0-0.25	0.25-0.50	0.50-0.80	0.80-0.94	0.95-0.97	0.98-1.00

Fonte: Ansys (2015)

Os valores de *skewness* para a malha avaliada são apresentados na tabela 4.

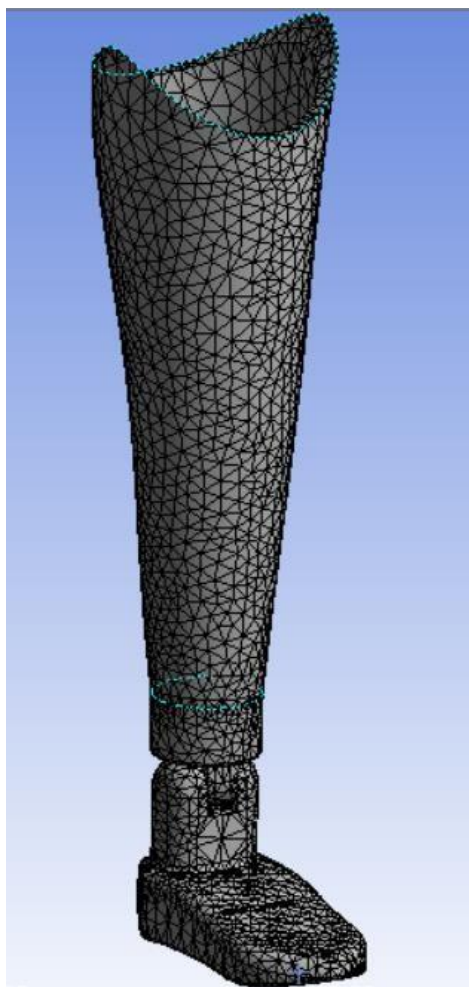
Tabela 4. Valores do *Skewness* para malha da prótese não otimizada

SKEW ESS	
Min	6,707 x 10 ⁻⁶
Max	0,99079
Med	0,32333
Desvio padrão	0,16327

Fonte: Aatoria própria (2022)

A malha gerada para prótese não otimizada é apresentada na fig. 26.

Figura 26. Malha da prótese não otimizada



Fonte: Autoria própria (2022)

A malha gerada atende aos critérios da métrica usada, sendo, portanto, uma malha apta a gerar resultados confiáveis.

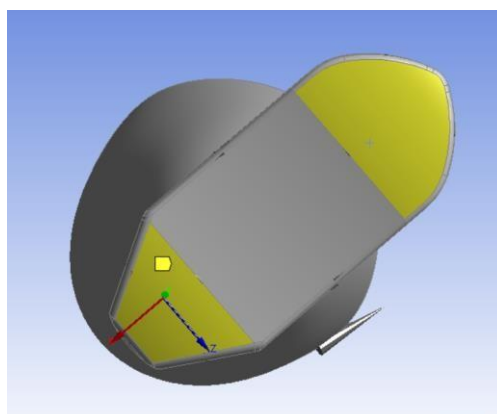
4.2.3 Condições de contorno

Para a simulação em condição estática, foi considerado que a prótese irá suportar um peso de 200 kg, por se tratar um componente que substitui um membro do corpo humano a prótese deve possuir uma elevada segurança, pois, uma falha deste componente pode gerar um grave acidente ao usuário, pensando nisso, optou-se por utilizar uma carga mais elevada tendo em vista que será realizada apenas de uma simulação estática e, portanto, torna-se necessário o uso desta condição de contorno, pois sabe-se que durante o uso da prótese a mesma sofre esforços dinâmicos que podem gerar tensões mais maiores que as experimentadas em uma condição estática. A condição de contorno é representada na fig. 27

Figura 27. Aplicação da força (prótese não otimizada)

Fonte: Autorial própria (2022)

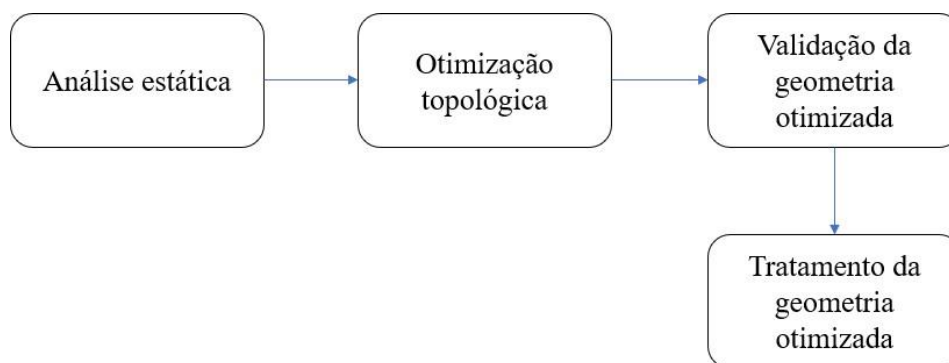
Para evitar que o modelo fique “flutuando” foi aplicada uma condição de restrição de movimento na sola do pé. Essa condição restringe o movimento na direção negativa do eixo y se assemelhando a condição de contato com o chão

Figura 28. Condição de suporte fixo no pé (prótese não otimizada)

Fonte: Autorial própria (2022)

4.3 OTIMIZAÇÃO DA GEOMETRIA

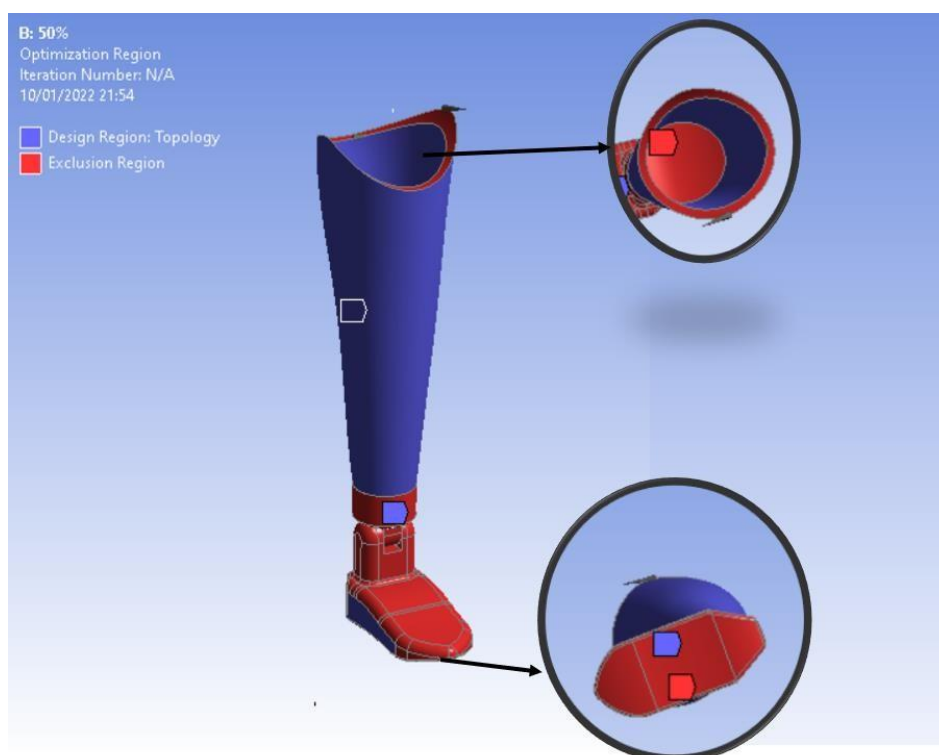
O processo de otimização ocorre após a análise estática, nesta fase foi definido o percentual de massa que queremos reduzir e as faces nas quais o processo de otimização não será aplicado, o processo é exemplificado no fluxograma da fig. 29.

Figura 29. Processo de otimização no ANSYS

Fonte: Autoria própria (2022)

O alvo estabelecido foi para uma redução máxima de 50% da massa da prótese, e as regiões nas quais não será otimizada são representadas em vermelho na Fig. 30.

As regiões não otimizadas são aquelas nas quais as condições de contorno estão localizadas ou regiões onde não podemos alterar sua geometria. na fig. 30, estão marcadas em vermelho as faces onde não será realizado a otimização. Estas áreas são regiões de apoio da perna, a face do pé que ficará em contato com o chão e a parte que fará a ligação entre o pé e a perna.

Figura 30. Regiões não otimizadas

Fonte: Autoria própria (2022)

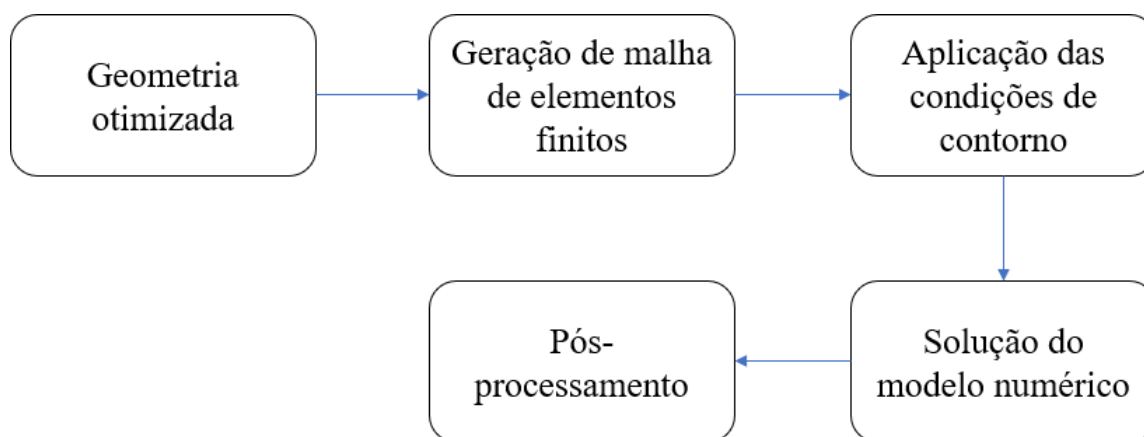
Após definir o alvo de otimização e as faces onde não serão otimizadas realiza-se o processo de otimização.

4.4 VALIDAÇÃO DA PRÓTESE OTIMIZADA

O processo de validação da geometria otimizada consiste em realizar uma nova simulação estática da geometria após otimização, para que essa validação seja coerente as condições de contorno aplicadas devem ser as mesmas que foram utilizadas na simulação pré otimização.

O processo de simulação da geometria otimizada segue os mesmos passos da simulação anterior, onde o primeiro passo consiste na geração de uma malha de elementos finitos, o segundo passo é a aplicação das condições de contorno e pôr fim a solução do modelo numérico e a avaliação dos resultados de tensão e deformação. No fluxograma da fig. 31 é apresentado o processo de validação da geometria otimizada.

Figura 31. Processo de validação da geometria otimizada.



Fonte: Autoria própria (2022)

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. RESULTADOS DA SIMULAÇÃO ESTÁTICA

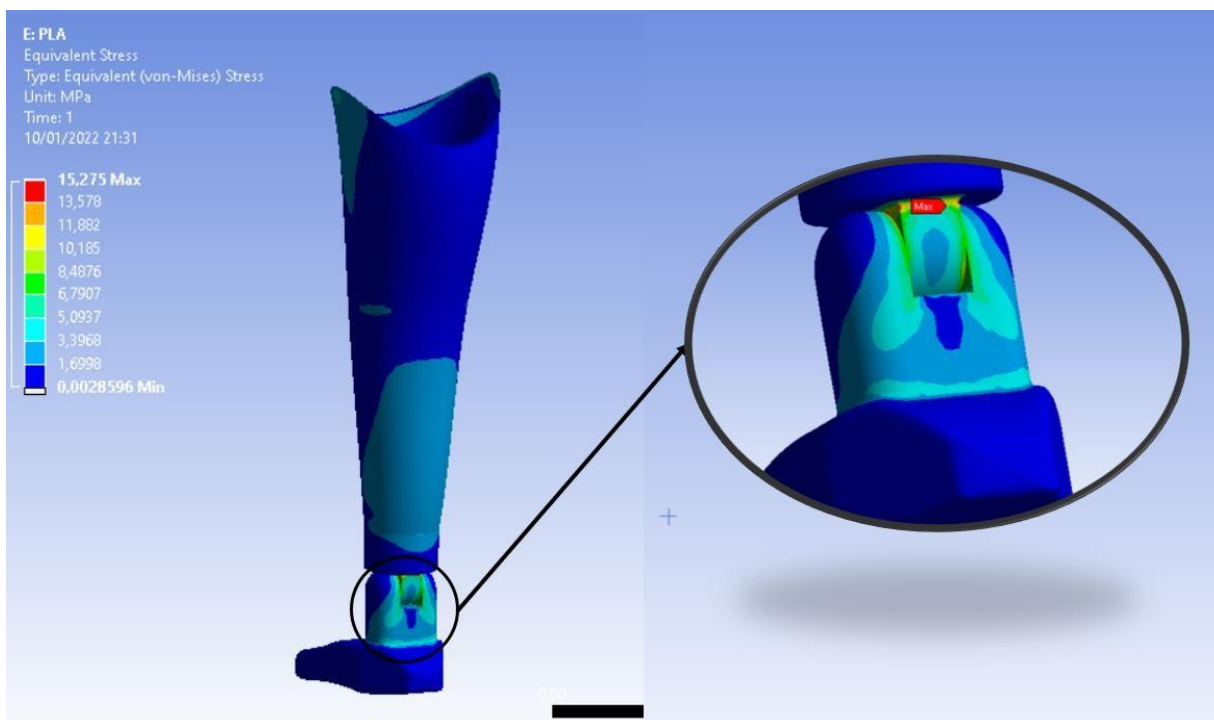
Na presente seção serão apresentados os resultados da simulação numérica para a prótese antes e depois do processo de otimização, os resultados obtidos são de suma importância para definição da geometria final e para seleção do material adequado

5.1.1 Simulação estática da prótese não otimizada (PLA)

Os resultados da simulação, utilizando o PLA como material de construção é representado na fig. 32. Os resultados demonstram uma tensão de Von-Mises máxima de 15,275 Mpa, A tensão máxima é observada na região de conexão entre a parte superior da prótese e o pé, essa região concentra o maior esforço por se tratar de um ponto de conexão entre as duas partes da prótese.

A simulação apresentou uma tensão máxima de 15,275 Mpa, valor abaixo da tensão de escoamento do PLA 24,8 Mpa demonstrando que a prótese não otimizada não irá sofrer deformações plásticas quando submetida a carga simulada.

Figura 32. Avaliação das tensões para o PLA (prótese não otimizada)



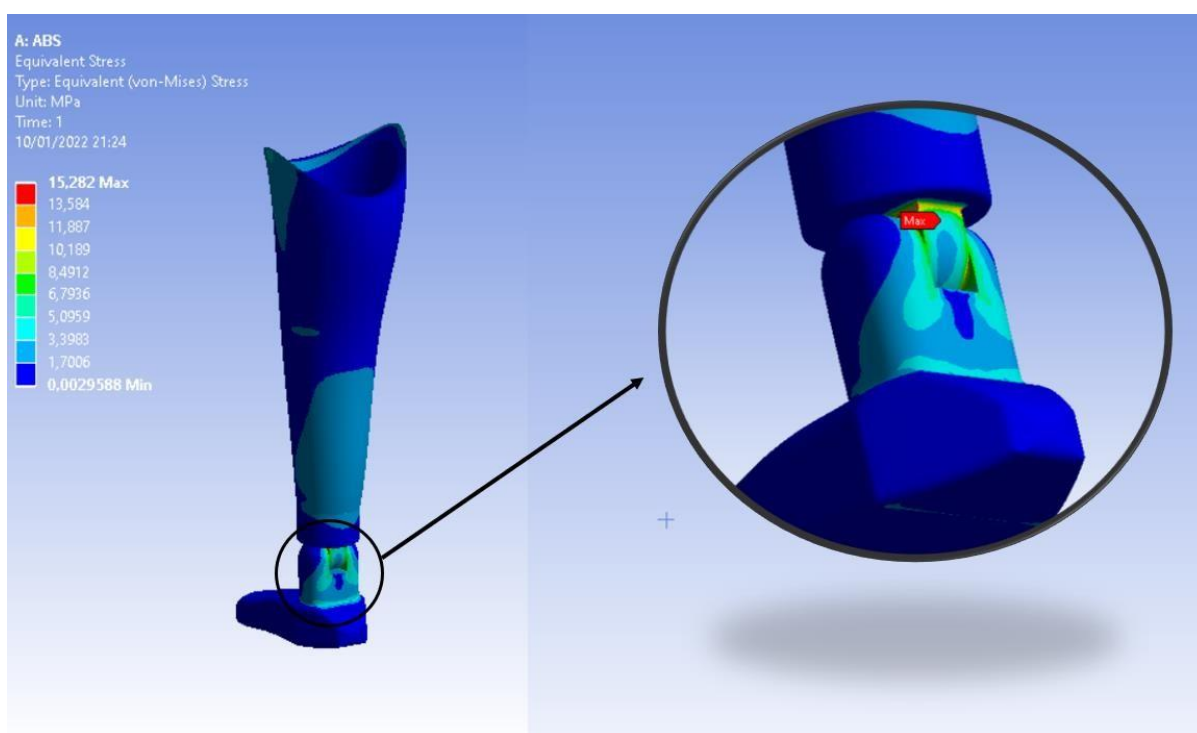
Fonte: Autoria própria (2022)

5.1.2 Simulação estática da prótese não otimizada (ABS)

De forma semelhante a encontrada na simulação utilizando o PLA como material de construção, os resultados apresentados na fig. 33, apresentam a distribuição de tensões no componente simulado. Onde é possível observar que as tensões máximas estão localizadas também na região de conexão entre a parte superior da prótese e o pé.

A simulação apresentou uma tensão máxima de 15,282 Mpa, valor acima da tensão de escoamento do ABS que é de 14,7 MPa demonstrando que a prótese irá sofrer deformação plástica quando submetida a carga simulada, demonstrando, portanto, que o material não é indicado para a fabricação da prótese dadas as condições simuladas.

Figura 33. Avaliação das tensões para o ABS (prótese não otimizada)



Fonte: Autoria própria (2022)

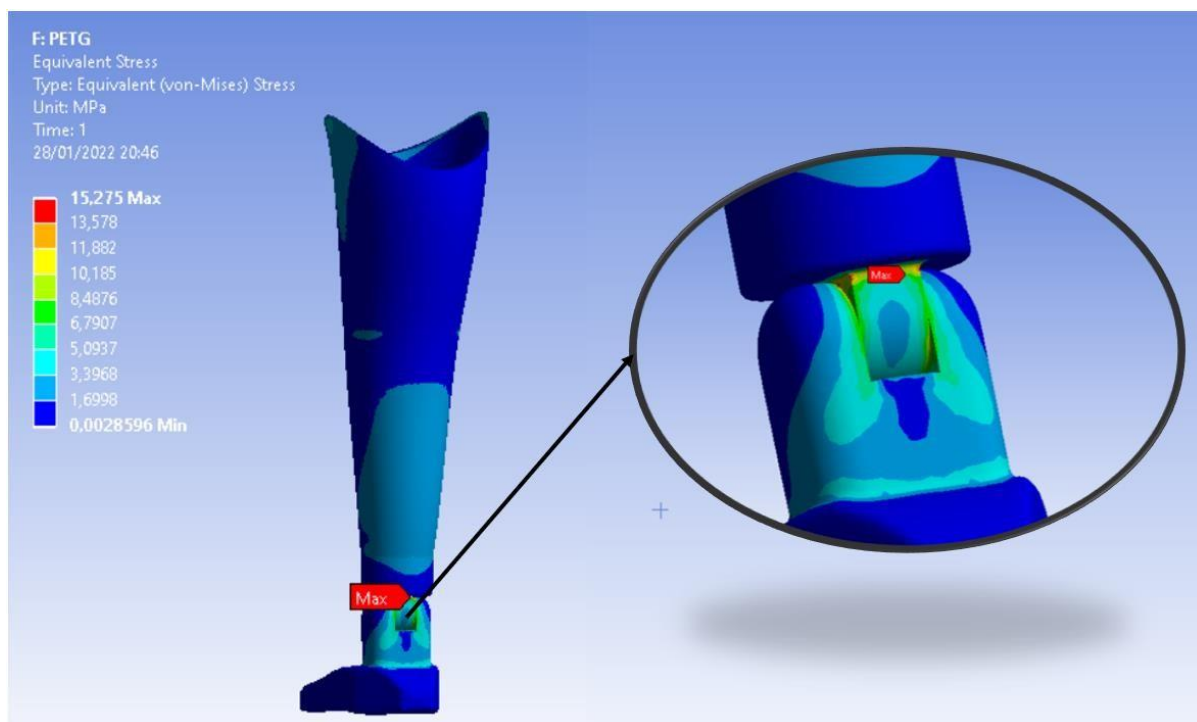
5.1.3 Simulação da prótese não otimizada (PETG)

A análise estática realizada na prótese considerando o material PETG, apresentou uma distribuição de tensão semelhante as realizadas anteriormente, no entanto, o valor de tensão máxima apresentou um ligeiro aumento em relação ao PLA e ABS. Na fig. 34, está representado a distribuição da tensão de Von-Mises.

De forma análoga ao PLA e ABS, o PETG apresentou a maior tensão na região de ligação entre a parte superior da prótese e o pé, a tensão máxima apresentada foi de 15,275

Mpa. A tensão máxima apresentada é menor que a tensão de escoamento do material que é de 18,60 MPa, garantindo, portanto, que o material não irá sofrer deformação plástica quando submetido a carga avaliada.

Figura 34. Avaliação das tensões para o PETG (prótese não otimizada)

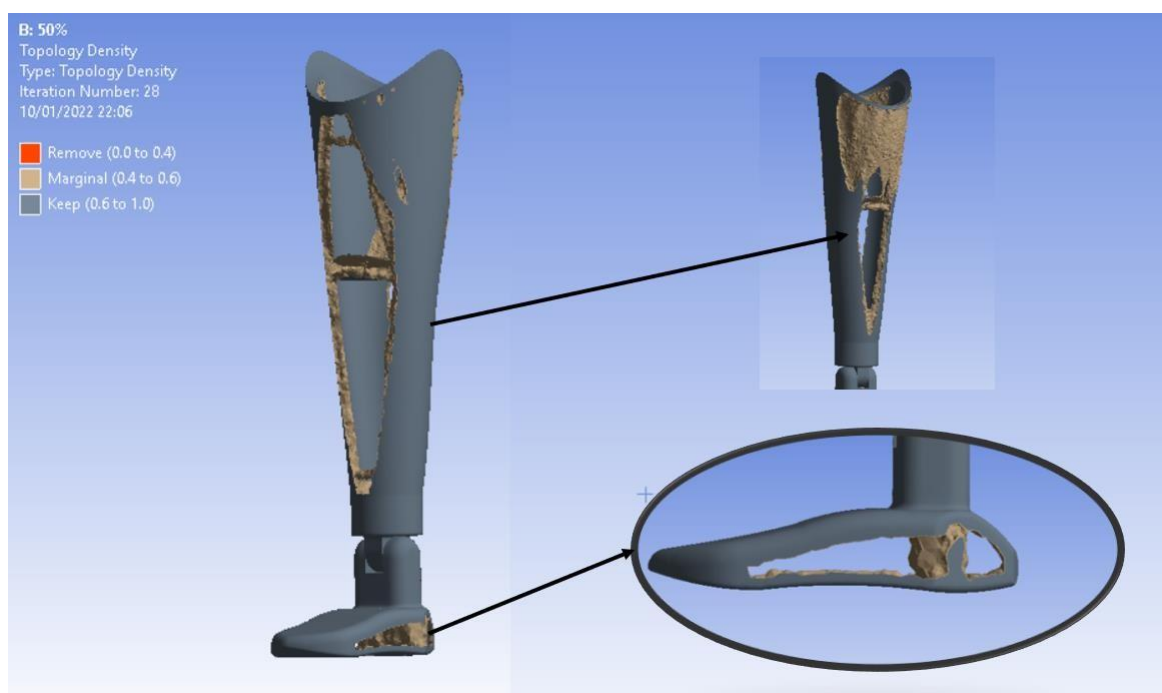


Fonte: Autoria própria (2022)

5.2 OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA DA PRÓTESE

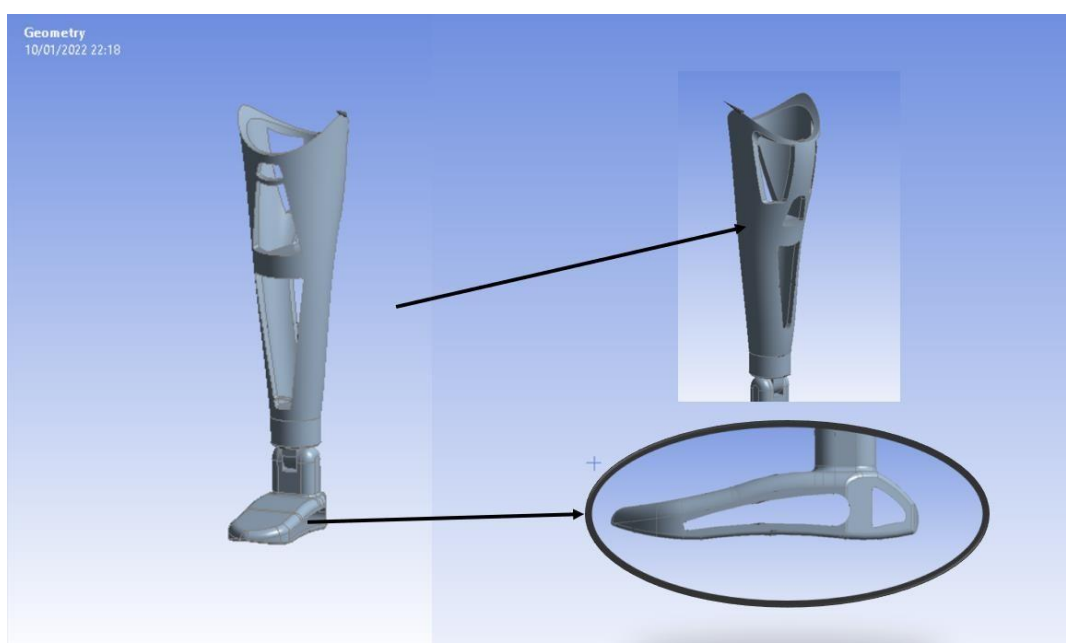
A otimização de topologia é um processo que otimiza o layout e a estrutura do material dentro de um determinado espaço de projeto geométrico 3D para um conjunto definido de regras definidas pelo projetista. O objetivo é maximizar o desempenho da peça modelando e otimizando matematicamente fatores como forças externas, condições de carga, condições de contorno, restrições e propriedades do material dentro do envelope do projeto.

O resultado da otimização topológica é gerado a partir dos resultados prévios obtidos por uma simulação estática, onde serão apresentadas as regiões cujo material pode ser retirado sem que seja afetada a integridade estrutural do componente. A fig. 35 apresenta a prótese otimizada após atingir os critérios estabelecidos de redução de massa.

Figura 35. Prótese otimizada topologicamente.

Fonte: Autoria própria (2022)

A otimização apresentou uma redução de 43,72% da massa da prótese valor próximo ao alvo estabelecido. Observa-se que não há um tratamento estético refinado na geometria e, portanto, é necessário trabalhar a geometria para que se possa obter um resultado mais agradável. Na fig. 36, é apresentada a geometria otimizada após o tratamento.

Figura 36. Geometria tratada após otimização.

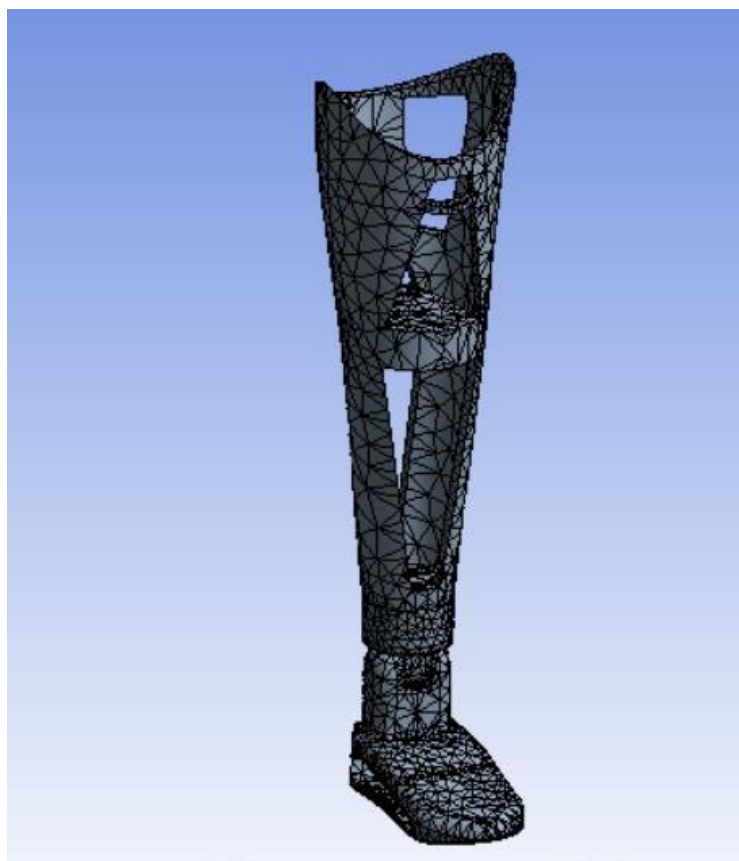
Fonte: Autoria própria (2022)

Após a melhoria no design da prótese a redução de massa final é de 24,16%.

5.3 VALIDAÇÃO DA PRÓTESE OTIMIZADA

A fig. 37, mostra a malha de elementos finitos gerada para realização da simulação estática utilizada para validar a geometria otimizada.

Figura 37. Malha da prótese otimizada



Fonte: Autoria própria (2022)

Os parâmetros de qualidade de malha são indicados na tabela 5.

Tabela 5. Valores do Skewness para malha da prótese otimizada.

	SKEW ESS
Min	1,5965 x 10 ⁻⁵
Máx	0,99767
Méd	0,3125
Desvio padrão	0,1653

Fonte: Autoria própria (2022)

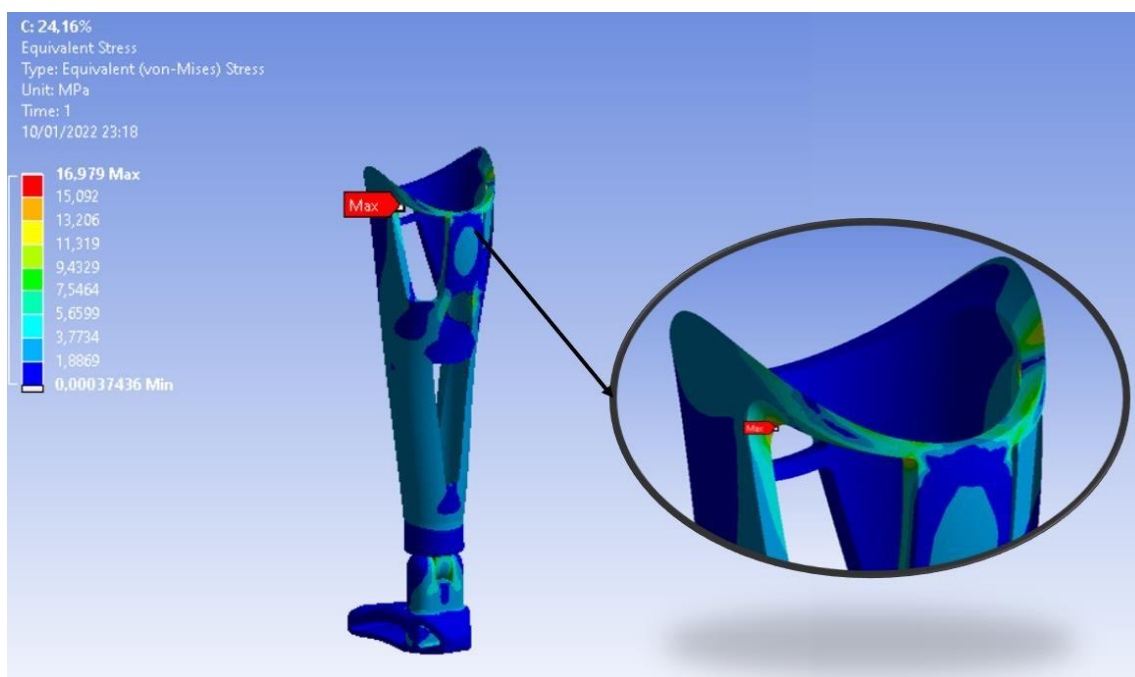
O segundo passo é a aplicação das condições de contorno, estas devem ser as mesmas aplicadas anteriormente para garantir que ambas as próteses (otimizada e não otimizada), estejam submetidas as mesmas cargas.

A força aplicada de 1962 N, semelhante à utilizada anteriormente na parte superior da prótese. Para simular o contato do pé com o chão foi uma restrição na direção negativa do eixo y, semelhante a simulação realizada anteriormente.

5.3.1 Prótese em PLA

O resultado da simulação estática para a prótese otimizada utilizando PLA é mostrado pela fig. 38.

Figura 38. Avaliação das tensões para prótese otimizada (PLA).



Fonte: Autoria própria (2022)

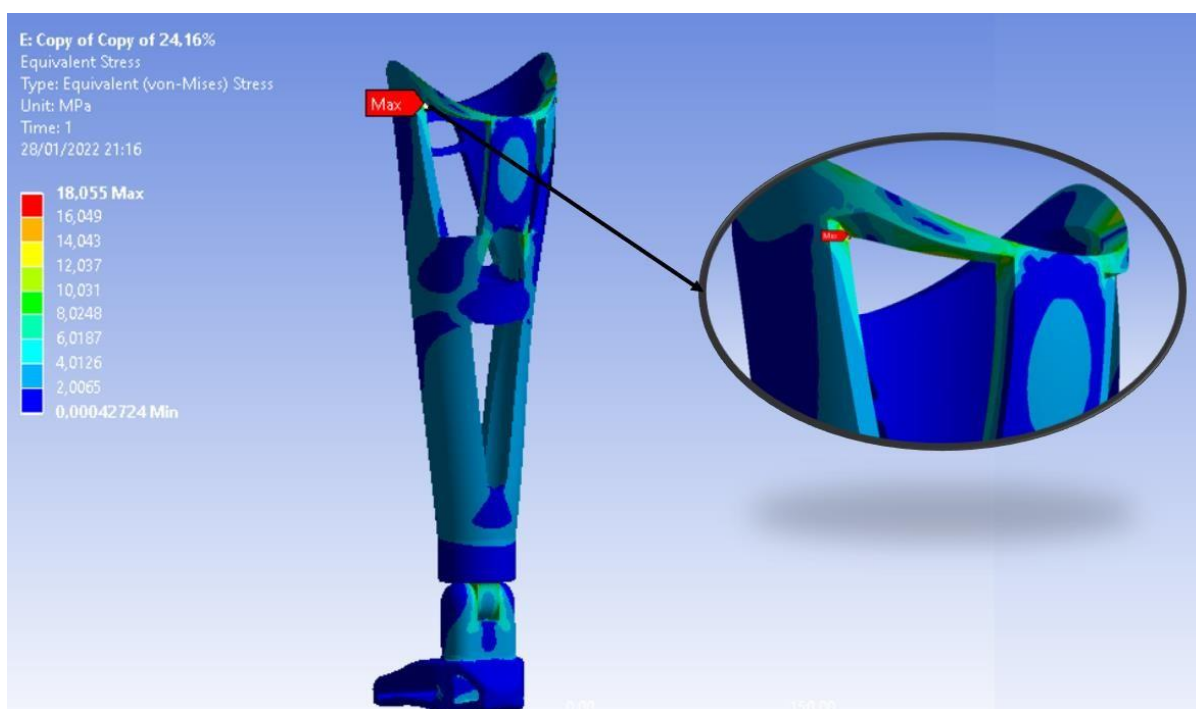
Pode-se observar a tensão máxima teve um aumento de 10% em relação a prótese não otimizada, no entanto o aumento não é suficiente para superar a tensão de escoamento do material, garantindo, portanto, a integridade estrutural da prótese. Observa-se a distribuição da tensão na prótese não otimizada é diferente quando comparada a prótese otimizada, isso se dá pela mudança geométrica causada pela otimização.

5.3.2 Prótese em PETG

O resultado da simulação estática para a prótese otimizada utilizando PETG como material de fabricação é apresentado na fig. 39.

Para o PETG, houve um aumento de 15,4% na tensão máxima, em relação a prótese não otimizada, no entanto, a tensão máxima encontrada é menor que o limite de escoamento do material garantido que o material não sofra deformação plástica.

Figura 39. Avaliação das tensões para prótese otimizada (PETG).



Fonte: Autoria própria (2022)

5.4 REDUÇÃO DE MASSA

Após todo o processo de otimização, foi possível obter uma redução de massa final. A tabela 6, mostra um comparativo entre as próteses otimizadas e não otimizadas levando em conta cada material avaliado.

Tabela 6. Avaliação da redução de massa.

Modelo	PLA	PETG
Não otimizada	1,05 kg	1,065 kg
Otimizada	0,79 kg	0,80 kg

Fonte: Autoria própria (2022)

Para ambos os materiais foi possível obter uma redução de 24,76% para o PLA o processo de otimização se mostrou satisfatório tendo em vista que a redução de massa não afetou de forma significativa a distribuição de tensão na prótese, garantindo a integridade estrutural dela.

5.5 REDUÇÃO NO CUSTO DE MATERIAL CONSUMIDO

A redução de massa contribui também para a redução no consumo de material utilizado para fabricar a prótese e conseqüentemente afeta na redução do consumo de material utilizado por prótese, reduzindo o custo relativo ao consumo de material. No mercado os filamentos utilizados para impressão 3D são vendidos por kg. Na tabela 7, é apresentado o custo por kg de cada material utilizado.

Tabela 7. Custo do material por kg.

MATERIAL	CUSTO POR KG
PLA	R\$ 108,90
PETG	R\$ 108,90

Fonte: 3DLab

O custo de cada prótese pode ser calculado com base no peso e no custo por kg de cada material, a tabela 8 mostra o percentual de redução no valor final da prótese após a otimização.

Tabela 8. Comparativo de preço entre as próteses otimizadas e não otimizada.

MATERIAL	NÃO OTIMIZADA	OTIMIZADA	REDUÇÃO (%)
	VALOR (R\$)	VALOR (R\$)	
PLA	114,34	86,03	24,76
PETG	116,05	88,01	24,16

Fonte: Autoria própria (2022)

A redução do custo relativo ao material ficou na faixa de 24%, essa redução impacta diretamente no custo final da prótese tendo em vista que, o valor relativo à aquisição de matéria prima utilizada para a fabricação da prótese corresponde a uma parcela significativa do seu valor final, logo a otimização topológica proporciona uma melhora nas características inerciais e no custo final do produto manufaturado.

5.6 REDUÇÃO NO TEMPO DE IMPRESSÃO

A redução do tempo de impressão impacta diretamente no valor agregado da prótese, tendo em vista que um menor tempo de impressão proporciona um menor consumo de energia elétrica.

Para simular um processo de impressão utilizou-se o software CURA, que realiza o processo de fatiamento do modelo 3D dividindo em camadas que serão sobrepostas durante o processo de impressão.

Antes de realizar a simulação de fato, é preciso definir as configurações de impressão. Estes parâmetros tais como preenchimento, velocidade de impressão, temperatura do extrusor e temperatura da mesa são de extrema importância para o processo de impressão e a má definição destes, pode ocasionar defeitos na peça devido ao processo de fabricação. Algumas destas configurações dependem do material a ser utilizado na impressão, para impressão em PLA as configurações utilizadas são mostradas na tabela 9.

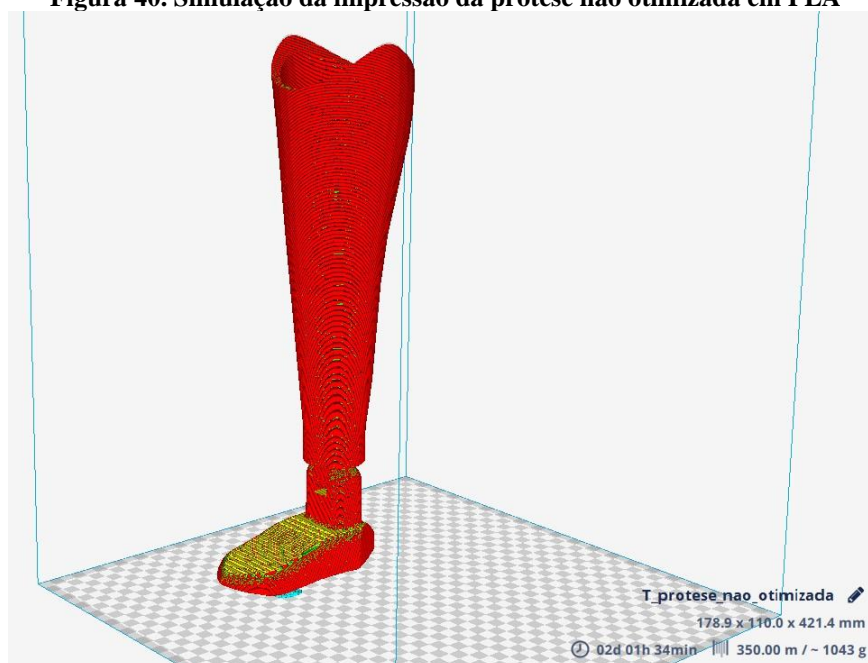
Tabela 9. Dados de entrada para simulação da impressão usando PLA.

Parâmetro	Valor
Altura da camada (mm)	0,4
Espessura da parede (mm)	0,8
Densidade de preenchimento (%)	100
Temperatura de impressão (°C)	200
Diâmetro do filamento (mm)	1,75
Velocidade de impressão (mm/s)	60
Velocidade de percurso (mm/s)	120

Fonte: A autoria própria (2022)

Os parâmetros serviram com dados de entrada para simular o processo de impressão utilizando o referido material. Na fig. 40, é representado o processo de impressão o tempo necessário para imprimir toda a prótese, a quantidade linear de filamento utilizado o peso final do componente impresso e a disposição das camadas de deposição do material a ser utilizado na impressão. Essa simulação considera uma condição na qual a impressora funcione sem imprevistos durante a impressão não abrangendo, portanto, possíveis paradas para ajustes ou considerando paradas devido a problemas como falta de energia ou possíveis defeitos na máquina.

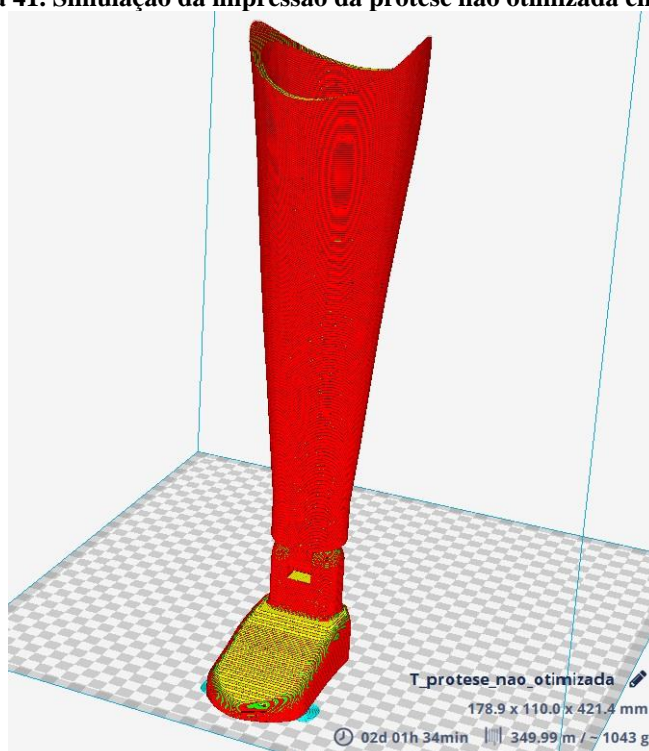
Figura 40. Simulação da impressão da prótese não otimizada em PLA



Fonte: Autoria própria (2022)

Os dados de entrada para impressão 3D utilizando o PETG pouco divergem do PLA, apenas a temperatura de impressão foi aumentada para 230 °C pois o ponto de fusão do PETG é um pouco mais elevado que o PLA. Com base nesses dados foi possível realizar a simulação de impressão conforme mostrado na fig. 41.

Figura 41. Simulação da impressão da prótese não otimizada em PETG

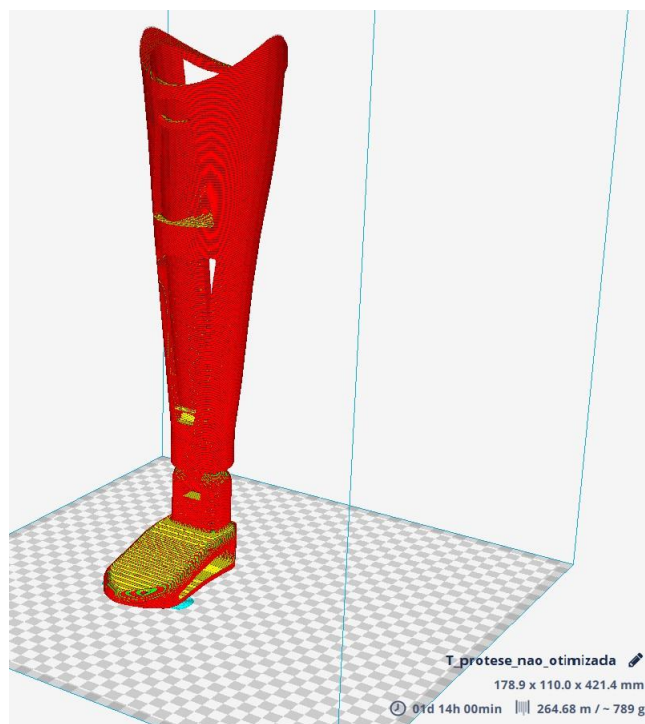


Fonte: Autoria própria (2022).

As simulações de tempo de impressão demonstraram que o tempo médio para impressão das próteses é de 48,5 horas, considerando que não haja interrupções durante o processo de impressão.

Para as próteses otimizadas os parâmetros de impressão utilizados foram os mesmos das tabelas 8 e 9, para os materiais PLA e PETG. A fig. 42 mostra o processo de necessário para impressão utilizando o PLA como matéria prima.

Figura 42. Simulação da impressão da prótese otimizada em PLA.

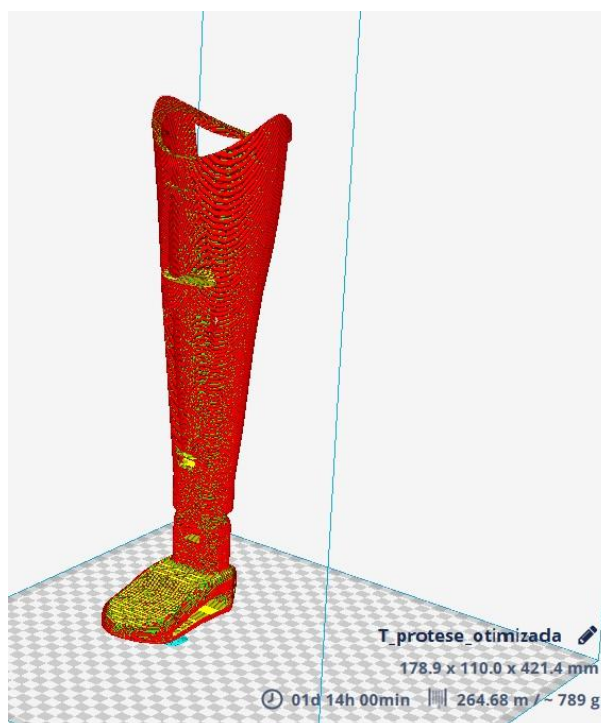


Fonte: Autoria própria (2022)

O tempo de impressão necessário para imprimir a prótese otimizada utilizando o PLA como matéria prima é de 38 horas, quando comparado ao tempo de impressão da prótese não otimizada pode-se observar uma redução significativa no tempo de impressão.

Para a prótese impressa em PETG, o resultado da simulação da impressão obteve resultados semelhantes ao da manufatura utilizando o PLA. Devido à grande semelhança microestrutural dos dois materiais diferenciando apenas a temperatura de impressão, tendo em vista que o PETG possui um ponto de fusão mais elevado que o do PLA necessitando, portanto, de uma maior temperatura no bico extrusor da impressora utilizada. A simulação do tempo de impressão, comprimento linear de filamento e a massa final do componente impresso utilizando o PLA como matéria prima é indicada na fig. 43.

Figura 43. Simulação da impressão da prótese otimizada em PETG.



Fonte: Autoria própria (2022)

De modo semelhante ao PLA, o PETG apresentou um tempo de impressão de 38 horas e uma redução semelhante no tempo de impressão quando comparado com sua versão não otimizada.

As próteses otimizadas apresentam uma redução significativa no tempo de impressão, o que gera uma redução do valor agregado da prótese. tendo em vista que a diminuição no tempo de impressão gera uma economia no consumo energético e, portanto, um menor custo final. A tabela 10 apresenta os resultados de redução de tempo na impressão.

Tabela 10. Avaliação da redução de tempo de impressão.

Material	Não otimizada (h)	Otimizada (h)	Diferença (%)
PLA	49,56	38	23,32
PETG	49,56	38	23,32

Fonte: Autoria própria (2022).

Os resultados relatam que a utilização da otimização nas próteses diminui o tempo de impressão em 23,32%, isto resulta em um menor consumo de energia para produzir cada prótese, tornando o processo de fabricação mais econômico.

Uma prótese trans tibial está sujeita a esforços de compressão, devido a massa do usuário que se apoia sobre ela, por se tratar de um componente que substitui um membro humano a prótese deve apresentar um elevado índice de segurança, pois uma falha neste equipamento pode acarretar acidentes severos.

As simulações realizadas tiveram como objetivo averiguar a resistência mecânica da prótese após a redução de massa. As condições de contorno utilizadas simulam uma carga de 200 kg realizando uma compressão sobre a parte superior da prótese e uma condição de suporte na sola do pé, simulando o contato com o chão, com base nestas condições foram avaliados três materiais muito utilizado na impressão 3D, o PLA, ABS e PETG.

Os resultados das análises dos três materiais, demonstraram que o PLA e o PETG são os materiais mais indicados para fabricação de próteses via impressão 3D, o ABS apresentou um desempenho inferior em relação ao PLA e o PETG inviabilizando seu uso, a tabela 11, indica a tensão máxima apresentadas na simulação para o PLA e o PETG e determina um fator de segurança.

Tabela 11. Comparativo entre as tensões máximas e a tensão de escoamento

MATERIAL	σ_{esc} (Mpa)	σ_{max} (Mpa)	FS
PLA	24,8	16,97	1,46
PETG	18,6	18,05	1,03

Fonte: Autoria própria (2022)

Para ambos os materiais se observa um fator de segurança (FS) que garante que as tensões máximas atuantes estão abaixo da tensão de escoamento do material, portanto, a integridade estrutural da prótese. No entanto, o PETG apresenta uma tensão máxima muito próxima da tensão de escoamento do material, logo, a sua utilização como material de impressão se torna menos vantajosa, e com isso o PLA se torna o candidato ideal para a manufatura deste componente. A otimização final apresenta um resultado significativo onde pode-se obter uma redução de massa de 24,76% e uma redução no tempo de impressão de 23,32% essas reduções influenciam fortemente no custo final da prótese

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

No presente trabalho foi demonstrado o processo de otimização topológica no desenvolvimento de uma prótese trans tibial para fabricação via impressão 3D, com o objetivo de melhorar o processo construtivo, reduzir o custo de fabricação e selecionar um material adequado para a fabricação, os materiais utilizados foram avaliados através de simulações numéricas utilizando um software de elementos finitos (ANSYS).

O processo de simulação foi realizado em duas etapas, a primeira etapa consiste em realizar uma simulação estática do modelo a ser otimizado, na segunda etapa é realizado o processo de otimização topológica e por fim, a geometria otimizada passa por um processo de validação através de uma nova simulação estática com as mesmas condições aplicadas no modelo inicial. Este processo foi realizado, e, através dele foi possível constatar que o dos materiais simulados apenas o PLA e o PETG apresentaram um bom desempenho, sendo dentre os materiais aplicáveis o PLA foi selecionado para fabricação da prótese.

- A prótese otimizada construída em PLA apresentou uma tensão máxima de 15,797 Mpa para uma redução de massa de 24,14 % garantindo um fator de segurança de 1,46
- A redução no custo de fabricação foi de 24,76%
- O tempo de impressão da prótese teve uma redução de 23,32%

Os resultados obtidos foram satisfatórios pois atendeu aos objetivos deste trabalho, onde o foco é de viabilizar a fabricação de próteses diminuindo os custos de fabricação tornando este componente mais acessíveis a população.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Aplicar a técnica de otimização topológica no desenvolvimento de próteses de mão e braço buscando validar uma metodologia de otimização para projetos de próteses.
- Fabricar a prótese
- Realizar testes experimentais
- Otimizar a prótese para um melhor conforto no processo de caminhar
- Adicionar sistemas de amortecimento de impacto para aumentar a vida útil da prótese.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3DLAB. Tudo Que Você Precisa Saber Sobre o Filamento PLA. [S.I] 2020 Disponível em <<https://3dlab.com.br/pla-tudo-o-que-voce-precisa-saber-sobre-o-filamento-pla/>>. Acesso em 05 de Janeiro 2022.

ANSYS. Mesh quality & advanced topics: Introduction to ansys meshing. [S.I] 2015 Disponível em: <https://featips.com/wp-content/uploads/2021/05/Mesh-Intro_16.0_L07_Mesh_Quality_and_Advanced_Topics.pdf>.

All3DP. “The Types of 3D Printing Technology of 2021” [S.I] 2021. Disponível em <[The Types of 3D Printing Technology of 2021 | All3DP](#)> Acesso em: 16/01/2022.

ARCHEOLOGY. Egyptian Mummy Artificial Toe. [S.I] 2011 Disponível em: <https://archive.archaeology.org/1105/artifact/egyptian_mummy_artificial_toe.html> Acesso em 22/01/2022.

CAIO M. MEZZETI, EDUARDO DE S. ZANCUL, VINICIUS P. RODRIGUES. Análise Dos Custos Da Produção Por Manufatura Aditiva Em Comparação A Métodos Convencionais. Departamento de Engenharia de Produção, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo (USP), 2016.

CHEN, W.F. Plasticity for structural engineers. Baltimore J. Ross Publishing. pp. 46–71 2007.

CHENG, K.J. et al. Topological optimization of 3D printed bone analog whitd PEKK for surgical mandibular reconstruction. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials v. 107, 2020, ISSN 1751-6161, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103758>.

DIEGEL, Olaf.; NORDIN, Axel.; MOTTE, Damien. A Pratical Guide to Design for Additive Manufacturing. 1. ed. Springer. 2019.

DOS SANTOS, J.V.G. Design de prótese transtibial de baixo custo constituída por biocompósitos: desenvolvimento e avaliação. 2018. DISSERTAÇÃO (MESTRANDO EM DESIGN) - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA, [S. l.], 2018.

FILAMENT2PRINT. O que é PETG? [S.I] 2019 Disponível em: <https://filament2print.com/pt/blog/49_petg.html> Acesso em 28/01/2022.

FURTADO. da Costa Maciel. Análise de Esforços Mecânicos nos Enrolamentos de Transformadores Ocasionalmente por Correntes de Energização Utilizando Método de Elementos Finitos”. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Universidade Federal do Pará, Faculdade de Engenharia Mecânica, Tucuruí 2013.

GARCIA, Vera. Próteses no Brasil São Para Poucos. Deficiente Ciente, [S.I] 2009. Disponível em: <<https://www.deficienteciente.com.br/proteses-no-brasil-sao-para-poucos.html>> Acesso em: 24/01/2022.

GRONI, Antônio Augusto. Introdução a Prototipagem Rápida e Seus Processos. Revista Plástico Industrial, São Paulo, v. 27, P. 230-239, mar. 2001.

HIBBELER, R.C. Resistência dos Materiais, 5.^a Ed., Editora Livros Técnicos e Científicos, 2006.

SHIGLEY, J.E.; MISCHKE, C.R.; BUNDDYNAS, R.G. Projeto de Engenharia Mecânica, 7.^a Ed., Editora Bookman 2005.

LIMA, Adry Kleber Ferreira. Análise do Escoamento em uma Unidade Hidrogeradora da Usina Hidrelétrica de Tucuruí. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Universidade Federal do Pará, Faculdade de Engenharia Mecânica, Belém 2011.

LOTTI, Raquel S., MACHADO, Wilson M., MAZZIEIRO, Ênio T., JÚNIOR, Janes L., Aplicabilidade Científica do Método dos Elementos Finitos. Artigo - PUC – Minas, 2006

PARMAR, S. Design and analysis of transtibial prosthesis. International Journal of Mechanical and Production Engineering, INDIA, v. 6, n. 3 p. 5-11 mar. 2018. Disponível em:

http://www.iraj.in/journal/journal_file/journal_pdf/2-449-15251701745-11.pdf. Acesso em: 9 jan. 2022.

SILVA, Emilio Carlos Nelli e BUIOCHI, Flavio. Capítulo IV - Introdução ao Métodos de Elementos Finitos (MEF)” Universidade de São Paulo USP 2012

SIMONETTI, H.L.; ALMEIDA, V.S.; OLIVEIRA NETO, L. A influência do peso próprio na otimização topológica de estruturas elásticas 2D - via técnica numérica Smooth Evolutionary Structural Optimization (SESO). Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño em Ingeniería, www.sciencedirect.com, p. 271-280, 9 set. 2014. Disponível em: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0213131513000722?>.

SOUZA, Remo Magalhães. O Método dos Elementos Finitos Aplicado ao Problema de Condução de Calor. Universidade Federal do Pará, Departamento de Engenharia Civil, Núcleo de Instrumentação e Computação Aplicada à Engenharia, Belém 05/2003.

SOTOLA, M *et al.* New Design Procedure of Transtibial Prosthesis Bed Stump Using Topological Optimization Method. *Symmetry*, [s. l.], 6 nov. 2020.

TIRLONI, G.E; LUZ, F.F. Projeto e otimização de prótese transtibial polimérica de baixo custo utilizando impressão tridimensional. *Disciplinarum Scientia*, [s. l.], 9 ago. 2017.

THEODÓRIO, N.E.M *et al.* “Desenvolvimento de prótese transtibial de bambu (*Dendrocalamus giganteus*)”. *Revista Diálogos Interdisciplinares*, [s. l.], 10 abr. 2015.

VINHAIS, Humberto Ferreira. Projeto Otimizado de um Micromotor Eletrostático. Monografia de Trabalho de Formatura, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Faculdade de Engenharia Mecatrônica, São Paulo 2004.

VOLPATO, Neri. MANUFATURA ADITIVA: Tecnologias e Aplicações da impressão 3D. São Paulo: Edgar Blücher, 2017.

VOLPATO, Neri. et al. Prototipagem rápida - tecnologias e aplicações. São Paulo: Edgar Blücher, 2007.