

Universidade Federal de São Carlos – UFSCar
Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia – CCET
Departamento de Engenharia Mecânica – DEMec

Nathan Meni Furtado

OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA PARA OBTENÇÃO DE NOVA GEOMETRIA DE ÓRTESE SURO PODÁLICA



São Carlos
2022

Nathan Meni Furtado

OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA PARA OBTENÇÃO DE NOVA GEOMETRIA DE ÓRTESE SURO PODÁLICA

Trabalho de conclusão de curso apresentada ao Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de São Carlos, para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Sidney Bruce Shiki

São Carlos

2022

*

Nathan Meni Furtado

OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA PARA OBTENÇÃO DE NOVA GEOMETRIA DE
ÓRTESE SURO PODÁLICA/ Nathan Meni Furtado. – São Carlos, 2022-
50p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Sidney Bruce Shiki

Trabalho de conclusão de curso – Universidade Federal de São Carlos – UFSCar
Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia – CCET
Departamento de Engenharia Mecânica – DEMec, 2022.

1. AFO. 2. Otimização topológica. 3. Órtese. I. Prof. Dr. Sidney Bruce Shiki. II.
Universidade Federal de São Carlos. III. Departamento de Engenharia Mecânica. IV.
Obtenção de novo design de órtese suro podálica (AFO) através de otimização topológica



FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

COORDENAÇÃO DO CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA - CCEMec/CCET

Rod. Washington Luís km 235 - SP-310, s/n - Bairro Monjolinho, São Carlos/SP, CEP 13565-905

Telefone: (16) 33519703 - <http://www.ufscar.br>

DP-TCC-ADP nº 10/2022/CCEMec/CCET

Graduação: Defesa Pública de Trabalho de Conclusão de Curso

Ata da Defesa Pública (GDP-TCC-ADP)

Aos sete dias do mês de abril de 2022, por meio de videoconferência, realizou-se a Defesa Pública do Trabalho de Conclusão de Curso do estudante Nathan Meni Furtado do Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de São Carlos – Campus São Carlos, devidamente matriculado na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso, perante a Banca Examinadora, composta pelos Professores Sidney Bruce Shiki , Alexandre Tácito Malavolta e Gustavo Franco Barbosa segundo o estabelecido nas Normas para apresentação de Trabalho de Conclusão do Curso.

Após a apresentação e arguições, a Banca deliberou, segundo os critérios estabelecidos nas normas supracitadas:

Nome do Docente	Função	Nota
Sidney Bruce Shiki	Orientador	9,0
Alexandre Tácito Malavolta	Membro da Banca 1	9,0
Gustavo Franco Barbosa	Membro da Banca 2	9,0

Com isso, o Trabalho foi considerado Aprovado , com nota final 9,0.

São Carlos, 07 de abril de 2022.



Documento assinado eletronicamente por **Sidney Bruce Shiki, Docente**, em 07/04/2022, às 16:36, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alexandre Tacito Malavolta, Docente**, em 07/04/2022, às 16:37, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Gustavo Franco Barbosa, Professor(a) do Magistério Superior**, em 07/04/2022, às 16:44, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site <https://sei.ufscar.br/autenticacao>, informando o código verificador **0645196** e o código CRC **BFEE652A**.

Dedico este trabalho a minha mãe Fabiana, minha irmã Bianca e aos meus avós José Luis e Cleusa.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha mãe Fabiana que fez o possível e o impossível para me dar a estrutura necessária para me desenvolver, por incentivar os meus estudos e me apoiar durante os momentos de indecisão e de novos caminhos. A minha irmã Bianca por estar em conjunto da minha mãe nessa caminhada, por me incentivar durante todos esses anos de graduação e pelas risadas que compartilhamos em família. Agradeço também meus avós José Luis e Cleusa, que fizeram com que a minha estadia em São Carlos fosse realidade e que me proporcionaram toda a ajuda que precisei durante este período. Obrigado a todos os parentes que ajudaram na minha criação, pelo carinho e pelo apoio a minha mãe nos tempos mais difíceis.

Aos meus amigos Gustavo, Gabriel, Cícero, Katylin, Alexandre e Guilherme Bispo, por não me deixarem desistir, pelas inúmeras horas de estudos em grupo na BCo que me ajudava em todas as provas e trabalhos, pelas discussões construtivas e pelo inúmeros momentos de lazer que pudemos vivenciar juntos. Levarei todos esses momentos comigo daqui para frente como boas memórias.

Agradeço também aos meus amigos Caio, Guilherme Feitosa e Maria Alice, que pude compartilhar momentos fora da graduação, me distraindo da rotina diária, escutando minhas reclamações, pelas conversas aleatórias e pelos momentos de conforto.

A todos os membros e diretores dos projetos de extensão por qual passei, GEMC, Engrenar Jr. e NuSC, obrigado pela oportunidade de participar dos projetos e de aprender muito com cada um de vocês, me deram a bagagem e experiência necessária para me preparar para o mundo profissional que me esperava, além de serem parte da minha melhoria como pessoa.

Por último gostaria de agradecer aos meus professores. Ao professor Bruce, por ter aceitado as minhas ideias de projetos e embarcado comigo nelas, por todo o aprendizado durante esse trabalho e pela paciência durante toda a execução. Aos professores Alexandre e Mariano, que mantiveram meu interesse pela engenharia mecânica com suas aulas incríveis e pelos projetos que fizemos juntos, sempre me incentivando a aprender mais. E ao departamento de engenharia mecânica e a maioria de seus professores pela estrutura e conhecimento passado durante todos esses anos até esse ponto.

*"Metrópoles sufocam, são necrópoles que não se tocam
Então se chocam com o sonho de alguém
São assassinas de domingo a pausar tudo que é lindo
Todos que sentem isso são meus amigos, também."*

Emicida - Cananéia, Iguape e Ilha Comprida

RESUMO

Com a melhoria na medicina atual muitas doenças que antes eram fatais hoje são contornáveis com o avanço nos tratamentos e cirurgias existentes, porém, com aumento da sobrevivência temos também um aumento no número de pessoas que sofrem com alguma seqüela física. Para complementar o tratamento órteses são amplamente utilizadas, pois, são mecanismos de tecnologia assistiva, externos ao corpo que visam sustentar, aliviar ou recriar o funcionamento de um membro afetado. A órtese AFO (*Ankle-Foot Orthosis*) ou órtese suro podálica é uma das órteses utilizadas atualmente para vítimas de AVC, esclerose múltipla e entre outras doenças, que sofrem seqüelas de desvios relacionados ao tornozelo e ao pé. Com o aumento de sobreviventes de AVC no Brasil, maior se mostrou a demanda pela órtese, que é fornecida gratuitamente pelo SUS e que ainda é fabricada de maneira manual pelos fisioterapeutas nas unidades. Com toda essa problemática, os estudos para a melhoria da órtese AFO são amplos, visando resolver, por exemplo, a fabricação de modelos mais confortáveis e otimizados através de manufatura aditiva, a utilização de materiais mais leves e resistentes como a fibra de carbono e criação de novos *designs* otimizados e personalizados para os usuários. Todas as abordagens encontram uma grande barreira na complexidade da biomecânica, em que os esforços do caminhar de uma pessoa são complexos e variam com cada indivíduo ou tipo de seqüela, sendo que a AFO tradicional tenta ser um meio-termo que sirva a todos. Sendo assim, o presente trabalho busca estudar uma dessas áreas em busca de melhorar a geometria das órteses e gerar economia para as produções de órteses no sistema de saúde brasileiro e servindo de apoio para mais pesquisas na área. A área escolhida foi a simulação de um modelo de AFO através de otimização topológica, metodologia que utiliza de um algoritmo de minimização/maximização de propriedades da órtese, de modo a se obter um novo *design* mais leve (menor volume) e igualmente resistente. Para isso foi aplicada uma metodologia de otimização no *software* ABAQUS, em que buscou-se minimizar a energia de deformação da órtese enquanto se fixou a redução do volume em um percentual (70% do volume original, por exemplo). No total foram simulados três otimizações com redução de 30%, 50% e 70% do volume original da órtese, sendo que a partir dos resultados foi possível chegar a um novo *design* proposto de órtese AFO com redução de 30% do volume original, que teve resultados de esforços mecânicos próximos ao original. Os resultados também validam a utilidade da metodologia proposta através do *software* ABAQUS, podendo servir de bases para novas simulações em órteses AFO ou outras órteses.

Palavras-chave: AFO. otimização topológica. órtese. tecnologia assistiva.

ABSTRACT

With the improvement in current medicine, many diseases that were once fatal are now manageable with the advances in existing treatments and surgeries, but because of the increased survival, we also have an increase in the number of people who suffer from some physical sequel. To complement the treatment, orthoses are widely used, as they are body external mechanisms that aim to support, relieve or recreate the functioning of an affected limb. The AFO (*Ankle-Foot Orthosis*) or suuopodal orthosis is one of the orthoses currently used for victims of stroke, multiple sclerosis and among other diseases, who suffer deviation sequels related to the ankle and foot. With the increase in stroke survivors in Brazil, the demand for the orthosis, which is provided free of charge by the SUS and which still manually manufactured by physical therapists in the units, has increased. With all this problem, studies to improve the AFO orthosis are large, aiming to solve, for example, the manufacture of more comfortable and optimized models through additive manufacturing, the use of lighter and more resistant materials such as carbon fiber and creation of new optimized and customized designs for the users. All approaches find a major barrier in the complexity of biomechanics, where the efforts of a person's gait are complex and vary with each individual or type of sequel, and the traditional AFO tries to be a middle ground that serves everyone. Therefore, the present work seeks to study one of these areas in order to improve the designs and generate savings for the production of orthotics in the Brazilian health system and serving as support for further research in the area. The chosen area was the simulation of an AFO model through topological optimization, a methodology that uses an algorithm to minimize/maximize the orthosis properties, in order to obtain a new design that is lighter (less volume) and equally resistant. For this, an optimization methodology was applied in the software ABAQUS, which sought to minimize the strain energy of the orthosis while fixing the volume reduction in a percentage (70% of the original volume, for example). In total, three optimizations were simulated with a reduction of 30%, 50% and 70% of the original orthosis volume, and from the results it was possible to arrive at a new proposed *design* of the AFO with a reduction of 30% of the original volume, which had results of mechanical strain close to the original. The results also validate the usefulness of the proposed methodology through the software ABAQUS, which can serve as a basis for new simulations in AFO orthoses or other orthoses.

Keywords: AFO. topological optimization. orthosis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplo de órtese AFO	14
Figura 2 – a) Órtese de imobilização de polegar b) Órtese de pé	17
Figura 3 – Tensão resultante da interação entre pé e AFO durante uma das fases da caminhada	18
Figura 4 – Mecanismo adaptado para simular os esforços de um caminhar de uma pessoa	19
Figura 5 – Aplicação das forças e condições de contorno da metodologia utilizada por (PASCU <i>et al.</i> , 2009)	20
Figura 6 – Mudança aplicada por otimização topológica a uma estrutura	21
Figura 7 – Ciclo para otimização de uma estrutura no <i>software</i> ABAQUS	21
Figura 8 – Exemplos de esforços e condições de contornos aplicado a uma estrutura de uma ponte	22
Figura 9 – Fluxograma da execução de um modelo de otimização topológica	23
Figura 10 – a) Órtese pré otimização topológica b) Órtese após a otimização topológica .	24
Figura 11 – a) Visão traseira da órtese pré e pós retirada de material b) Visão lateral da órtese pré e pós retirada de material	24
Figura 12 – Modelo da órtese AFO	26
Figura 13 – Modelo com carregamentos e condições de contorno	27
Figura 14 – Região de aplicação da força pontual	28
Figura 15 – Região da aplicação das condições de contorno	28
Figura 16 – Elemento C3D10	29
Figura 17 – Órtese AFO com malha de elementos finitos	29
Figura 18 – Tarefa de otimização pelo <i>software</i> ABAQUS	30
Figura 19 – Criação de soluções de design pelo <i>software</i> ABAQUS	31
Figura 20 – Definição de função objetivo pelo <i>software</i> ABAQUS	31
Figura 21 – Definição de função de condição de contorno pelo <i>software</i> ABAQUS . . .	32
Figura 22 – Área de condições de contorno geométricas	32
Figura 23 – Definição de número de ciclos de otimização topológica pelo <i>software</i> ABAQUS	33
Figura 24 – Gradiente de tensões da órtese original (Valores em MPa)	36
Figura 25 – Gradiente de deslocamento da órtese original (Valores em mm)	36
Figura 26 – Convergência da otimização: 30% do volume original	37
Figura 27 – Geometria com 30% do volume original	38
Figura 28 – Gradiente de tensões da órtese com 30% do volume original (Valores em MPa)	38
Figura 29 – Gradiente de deslocamento da órtese com 30% do volume original (Valores em mm)	39
Figura 30 – Convergência da otimização: 50% do volume original	39
Figura 31 – Geometria com 50% do volume original	40

Figura 32 – Gradiente de tensões da órtese com 50% do volume original (Valores em MPa)	40
Figura 33 – Gradiente de deslocamento da órtese com 50% do volume original (Valores em mm)	41
Figura 34 – Convergência da otimização: 70% do volume original	41
Figura 35 – Geometria com 70% do volume original	42
Figura 36 – Gradiente de tensões da órtese com 70% do volume original (Valores em MPa)	42
Figura 37 – Gradiente de deslocamento da órtese com 70% do volume original (Valores em mm)	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades adotadas para o polipropileno	27
Tabela 2 – Parâmetros de simulação	34
Tabela 3 – Análise modelo original x Modelo 30% volume	39
Tabela 4 – Análise modelo original x Modelo 50% volume	40
Tabela 5 – Análise modelo original x Modelo 70% volume	42
Tabela 6 – Análise modelo original x modelos otimizados	43
Tabela 7 – Análise da massa modelo original x modelos otimizados	43
Tabela 8 – Análise do tempo de impressão 3D modelo original x modelos otimizados	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AFO	<i>Ankle-Foot Orthosis</i>
MEF	Método de Elementos Finitos
SIMP	<i>Solid Isotropic Microstructure with Penalization</i>
RAMP	<i>Rational Approximations of Material Properties</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Objetivos	15
1.1.1	Objetivo Principal	15
1.1.2	Objetivos secundários	16
2	REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1	Engenharia na pesquisa de órteses AFO	17
2.2	Análises em testes experimentais via MEF	18
2.3	Fundamentos da otimização topológica	20
2.4	Análises de otimização topológica	23
2.5	Considerações a respeito da literatura	25
3	METODOLOGIA	26
3.1	Definição da órtese	26
3.2	Definição do modelo de elementos finitos	27
3.3	Construção do modelo de otimização topológica e simulação	29
4	RESULTADOS	35
4.1	Simulação quasi-estática da órtese original	35
4.2	Resultados das otimizações topológicas	35
4.2.1	Simulação de otimização topológica: volume 30% do original	37
4.2.2	Simulação de otimização topológica: volume 50% do original	39
4.2.3	Simulação de otimização topológica: volume 70% do original	41
4.3	Design final escolhido	43
5	CONCLUSÃO	45
5.1	Trabalhos futuros	46
	REFERÊNCIAS	47
	APÊNDICE A – DESIGN FINAL DA ÓRTESE AFO APÓS OTIMI- ZAÇÃO TOPOLÓGICA	49

1 INTRODUÇÃO

Os equipamentos de tecnologia assistiva se mostram essenciais para o auxílio de pessoas com alguma deficiência ou paralisia de um membro, seja para a sua saúde quanto para sua independência física e social (BINGHAM; BEATTY, 2003), melhorando sua qualidade de vida em diversos aspectos. Dos equipamentos de tecnologia assistiva, as órteses são dispositivos indicados para ajudar pessoas com deficiências, suportando e modificando características estruturais e funcionais de sistemas neuromusculares (JIN *et al.*, 2015). Esses dispositivos podem, entre outras funções: manter ou corrigir o alinhamento de um segmento do corpo, resistir ao movimento das articulações, aliviar ou distribuir estímulos externos, restaurar mobilidade e minimizar o risco de deformidades.

A órtese suro podálica, ou *Ankle Foot Orthosis (AFO)*, foco deste trabalho, é um dispositivo capaz de distribuir melhor o peso do corpo na perna com restrições, melhorar a capacidade de andar através da limitação de movimento desnecessário, diminuindo a energia gasta pelo usuário, aumentando a velocidade de caminhada e entre outros parâmetros do andar (POHL; MEHRHOLZ, 2006). Essas alterações na caminhada de uma pessoa estão ligadas a desvios do tornozelo e do pé, que são causados principalmente por distúrbios neurológicos centrais, como paralisia cerebral, acidente vascular cerebral (AVC), esclerose múltipla, hemiplegia, distrofia muscular de Duchenne entre outros (HAMID; PATAR; AYUB, 2012), que são desde doenças que afetam a parte do cérebro relacionada ao movimento do pé como o AVC e a hemiplagia ou doenças que afetam os músculos diretamente, o atrofiando, como na distrofia muscular de Duchenne. Um exemplo de órtese pode ser visto na Figura 1.

Figura 1 – Exemplo de órtese AFO



Fonte: (NEVISIPOUR; HONEYCUTT, 2020)

No Brasil, o AVC teve um aumento de ocorrências nos últimos anos, mas devido a melhores tratamentos e cirurgias um número maior de pessoas conseguem sobreviver a doença mesmo que com sequelas (LOTUFO *et al.*, 2017), o que justifica um aumento nos gastos para o Sistema Unificado de Saúde (SUS), já que o mesmo fornece a AFO para seus pacientes, órtese amplamente utilizada para estabilizar as sequelas do AVC que afetam o pé e panturrilha. Ainda hoje os processos de produção de uma AFO personalizada são feitos manualmente por fisioterapeutas, trazendo uma grande variação de qualidade e tempo de produção dependendo da pessoa e infraestrutura do local aonde é feito. Em conjunto tem-se a diferença entre as características dos seres humanos, que traz a necessidade de órteses personalizadas para que haja uma melhora real no bem-estar do usuário. Isso dificulta a proposição de melhorias gerais no processo de produção da AFO. Assim, observa-se dois objetivos que são concorrentes e difíceis de serem conciliados, o que gera diversas abordagens no campo de pesquisa da AFO.

Dentre as opções de melhoria para o bem-estar do usuário, tem-se a mudança de material como na pesquisa de Khattra *et al.* (2013). Os autores desenvolvem um *design* personalizado feito de fibra de carbono para tornar a AFO mais leve e, ao mesmo tempo manter a rigidez na região do tornozelo, uma das características da AFO que melhoram o caminhar de uma pessoa. Já para a fabricação das órteses existe a possibilidade de utilização de manufatura aditiva, automatizando o processo e facilitando *designs* mais complexos, em busca de manter a efetividade da órtese. No trabalho de Liu *et al.* (2019) é mostrado que seria viável o uso dessas órteses produzidas por manufatura aditiva, após testar o caminhar de doze usuários com e sem a órtese, melhorando a velocidade do caminhar e a distância da passada do usuário.

Pensando em dar uma base para a melhoria dos dois aspectos simultaneamente, o presente trabalho tem como objetivo dar a base para melhorar a produção a partir da economia de material e, ao mesmo tempo da otimização do *design* da AFO para que ela se torne mais leve, atenda a necessidade de restrição de movimento do usuário e seja impactante no cenário brasileiro de saúde, aonde o SUS não tem fácil acesso a tecnologias já citadas como a manufatura aditiva ou recursos para utilizar fibra de carbono. Para isso será utilizado a linha de estudo de otimizações topológicas, que nos permite refinar um *design* já existente através de um algoritmo de minimização/maximização de características presentes no modelo estudado (BENDSØE, 1995).

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Principal

Obter de uma nova geometria de órtese AFO através de otimização topológica que tenha um desempenho igual ao da geometria original em relação a esforços suportados.

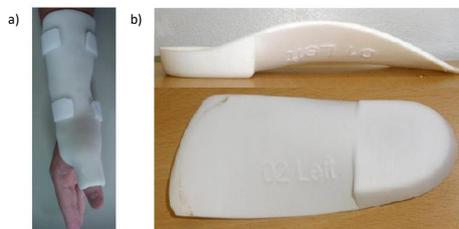
1.1.2 Objetivos secundários

- Estudo da bibliografia atual para entender avanços na tecnologia das AFOs e entender a necessidade de fisioterapeutas e usuários;
- Implementar rotina de otimização topológica que possa ser aplicada a diversos modelos de AFO diferentes no *software* ABAQUS;
- Minimizar a energia de deformação da AFO enquanto diminui-se seu volume para obter uma órtese igualmente resistente, mas mais leve e que utiliza menos material;
- Comparar o novo *design* da órtese com o original para checar a eficácia da otimização em relação a esforços, redução de volume e massa.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Entre os equipamentos de tecnologia assistiva, as órteses são dispositivos indicados para ajudar pessoas com deficiências, suportando e modificando características estruturais e funcionais de sistemas neuromusculares (JIN *et al.*, 2015). Esses dispositivos podem, entre outras funções: manter ou corrigir o alinhamento de um segmento do corpo, resistir ao movimento das articulações, aliviar ou distribuir estímulos externos, restaurar mobilidade e minimizar o risco de deformidades. A órtese para imobilização do polegar e a órtese de pé FO (*Foot Orthosis*) que podem ser observadas na Figura 2 são exemplos de órteses comumente usadas atualmente.

Figura 2 – a) Órtese de imobilização de polegar b) Órtese de pé



Fonte: a) Huang *et al.* (2006) b) Pallari *et al.* (2010)

Os estudos na área de órteses são inúmeros, devido à grande variação de dados que podem ser obtidos em diversos testes relacionados à desempenho e ao conforto do usuário. Além disso, com o aumento de casos de paralisia de membros, por exemplo, através do AVC (acidente vascular cerebral), esses estudos se tornam importantes para a melhora da qualidade de vida das pessoas após um trauma (LOTUFO *et al.*, 2017).

Nas seções deste capítulo, tem-se alguns desses estudos que buscavam o mesmo objetivo, o de melhorar as órteses e também melhorar o bem-estar das pessoas que fazem o seu uso. Os estudos serviram como base para a delimitação do objetivo deste trabalho, e estão separados em dois tópicos principais que mostram a evolução das análises: testes experimentais e de MEF (método dos elementos finitos), e o campo das otimizações topológicas.

2.1 Engenharia na pesquisa de órteses AFO

Com o aumento do uso da tecnologia de órteses já citado, cada vez mais trabalhos começaram a surgir para entender os reais benefícios do uso desses dispositivos e de como melhorar a tecnologia deles em diversos aspectos, como a manufatura, o bem estar do usuário, entre outros. O impacto da tecnologia é grande, Tyson, Sadeghi-Demneh e Nester (2013) reuniram 28 trabalhos envolvendo a órtese AFO (*ankle-foot orthoses*) com estudos clínicos do andar de adultos, comparando o andar de uma pessoa com AFO e uma sem AFO para identificar as melhorias, mas ainda em seu estudo chegaram a assimilar mais de 1000 trabalhos na área. A

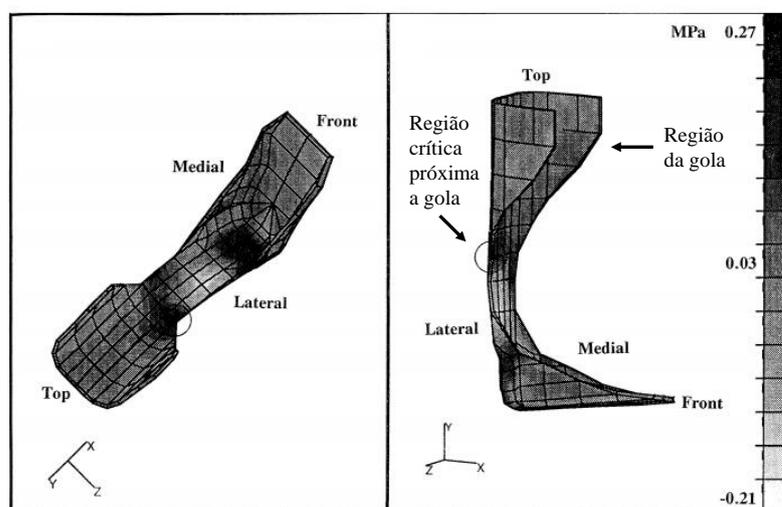
partir dessa análise enxergaram um padrão de benefícios ao usar o dispositivo, como redução de energia gasta para caminhar e uma melhor distribuição de peso na perna paralisada.

Em conjunto com esses trabalhos, para que possam chegar em melhorias para o usuário, a engenharia se mostra presente contribuindo com as análises e estudos mecânicos. Chu (2001) cita como a engenharia esteve presente desde os anos 80, implementando métodos experimentais para se obter dados como deformação do material durante o andar de uma pessoa, que mais tarde foram usados para alimentar estudos de MEF já nos anos 90, a fim de entender a distribuição de tensão e locais de ruptura da órtese pelo método computacional. O autor ainda cita que apesar da grande contribuição, a engenharia ainda tem grande espaço para estudos no processo de seleção de materiais e de manufatura da órtese AFO, pontos muito importantes para a popularização e abrangência de toda população necessitada.

2.2 Análises em testes experimentais via MEF

Testes experimentais e computacionais são comumente utilizados no estudo de órteses devido a variabilidade dos esforços humanos. A união de ambos os testes permitem uma alta variação de parâmetros de simulação com o objetivo de se chegar o mais próximo possível da realidade de uma pessoa. Na linha de estudos de MEF, Chu e Narender (1995) simularam uma deficiência no pé através de um modelo 3D de interação entre o pé e a AFO, obtendo resultados de distribuição de tensão através de uma análise quasi-estática linear de elementos finitos. Eles obtiveram resultados dos picos de tensão, percebendo pontos da órteses que estão mais suscetíveis à falha, como a parte que pode ser denominada "gola" que esta suscetível a falha por flambagem e fadiga (Fig. 3).

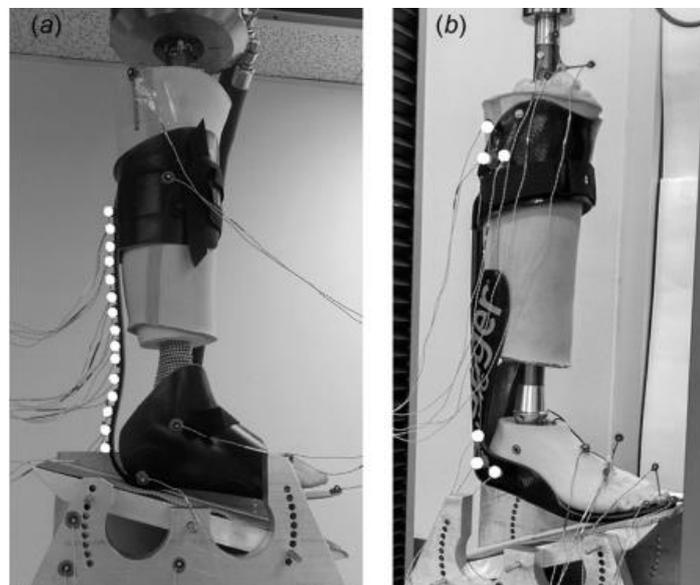
Figura 3 – Tensão resultante da interação entre pé e AFO durante uma das fases da caminhada



Fonte: Adaptado de Chu e Narender (1995)

Outra abordagem reside na utilização de testes apenas experimentais como o de Wach *et al.* (2018). Eles utilizaram-se de testes mecânicos em mecanismos adaptados para simular a força exercida na AFO em diversos ângulos durante o caminhar de uma pessoa, buscando avaliar as características de rigidez rotacional e de compressão, que definem a resistência aos esforços principais de uma caminhada, momento em relação ao tornozelo e compressão da sola da órtese. Eles então testaram 4 tipos de AFO com designs e materiais diferentes, obtendo os pontos positivos de cada modelo e suas limitações dependendo da fase do caminhar da pessoa. O mecanismo adaptado pode ser visto na Figura 4, nele é possível perceber os pontos capturados pelos sensores (pontos brancos) e a plataforma na sola da órtese que gera a variação de ângulo baseada no caminhar de uma pessoa.

Figura 4 – Mecanismo adaptado para simular os esforços de um caminhar de uma pessoa

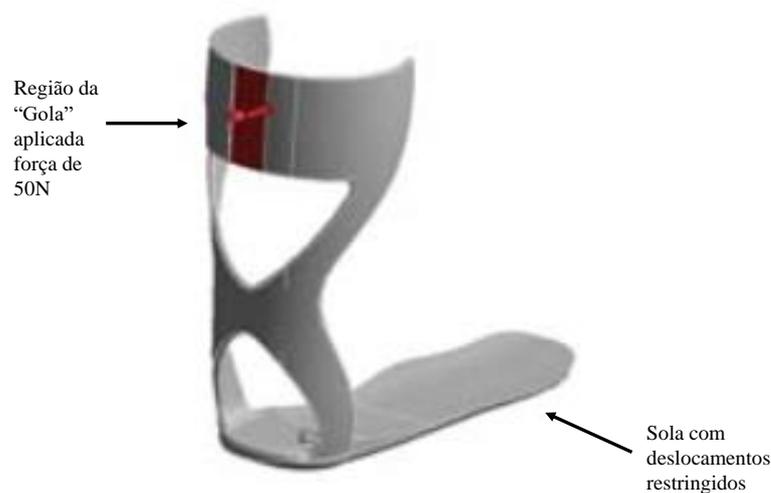


Fonte: Wach *et al.* (2018)

Já Pascu *et al.* (2009) e Gomes *et al.* (2017) usaram a análise de elementos finitos para testar mudanças no design da AFO, utilizando reforços nas zonas críticas ou mudando para materiais mais resistentes. Para isso utilizam o mesmo método para aplicação de forças e condições de contorno, utilizando-se de uma metodologia que aplica uma força de 50 N (PASCU *et al.*, 2009), em que se baseia em adicionar essa força padrão na direção horizontal na "gola" da órtese, enquanto a sola esta fixa (Fig. 5). Os autores chegaram na conclusão de que a tensão não ultrapassaria a tensão de escoamento do material, mas que o problema estaria ao se considerar a fadiga que o dispositivo sofre com o tempo. Sendo assim, os autores propõem como soluções a mudança do material ou a otimização do *design* da órtese.

Unindo a abordagem experimental e a computacional, Faustini *et al.* (2008) tiveram seu foco já na parte de material e manufatura de uma AFO, comparando o desempenho de três AFOs de diferentes materiais produzidos através de SLS (sinterização seletiva a *laser*) com um modelo de fibra de carbono através do MEF e de testes de bancada, como de flexão e compressão. Os

Figura 5 – Aplicação das forças e condições de contorno da metodologia utilizada por (PASCU *et al.*, 2009)



Fonte: Adaptado de 1) Pascu *et al.* (2009)

dispositivos produzidos por SLS tiveram resultado de resistência similar ao modelo de fibra de carbono, mostrando um caminho para produção de órteses mais personalizadas através da manufatura por SLS.

2.3 Fundamentos da otimização topológica

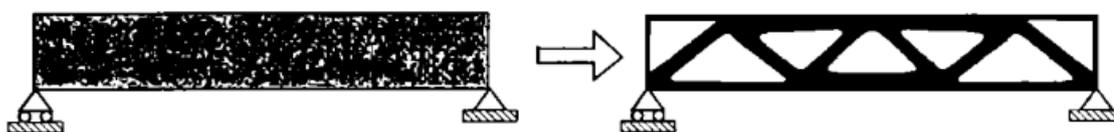
Com o resultado de trabalhos já citados, percebe-se que o design está entre um dos parâmetros que influencia na desempenho de uma órtese. Para trabalhar melhor essa parte, agrega-se então o conhecimento de otimização topológica já utilizada em outras estruturas e setores da engenharia.

Define-se a topologia como o estudo das propriedades geométricas e relações espaciais não afetadas, de um objeto, por uma série de mudanças na sua forma e tamanho. Bendsøe (1995) define a otimização topológica de estruturas como um problema que envolve a determinação de características como o número de vazios e a conectividade do domínio de estudo, dado pela aplicação de técnicas de redefinição de limites para refinar um design existente. Essa metodologia se utiliza de algoritmos matemáticos que buscam minimizar ou maximizar propriedades escolhidas pelo usuário ao modificar a estrutura de análise. Assim, os *softwares* de MEF facilitam cada vez mais o estudo por terem ambientes focados para otimizações topológicas. Na Figura 6 pode-se observar um exemplo da definição de Bendsøe (1995), em que temos um domínio inicial com limite definido e que após a otimização o número de vazios é modificado dentro desse limite do domínio baseado em características como rigidez, massa e volume, por exemplo.

A Figura 7 demonstra como é o ciclo da otimização topológica e sua relação com as

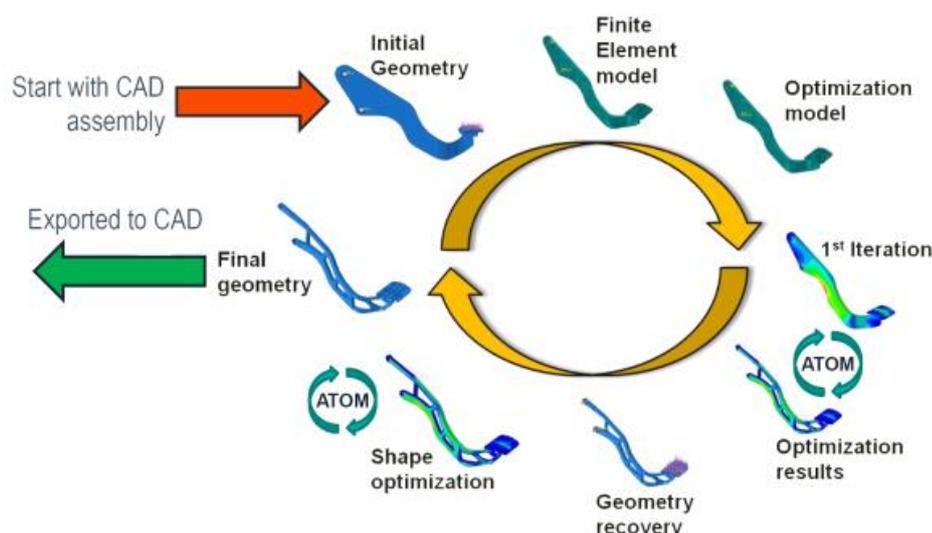
ferramentas de CAD e de MEF, em que ATOM é um módulo de otimização do ABAQUS, um dos *softwares* utilizados para as simulações do presente trabalho.

Figura 6 – Mudança aplicada por otimização topológica a uma estrutura



Fonte: Bendsøe (1995)

Figura 7 – Ciclo para otimização de uma estrutura no *software* ABAQUS



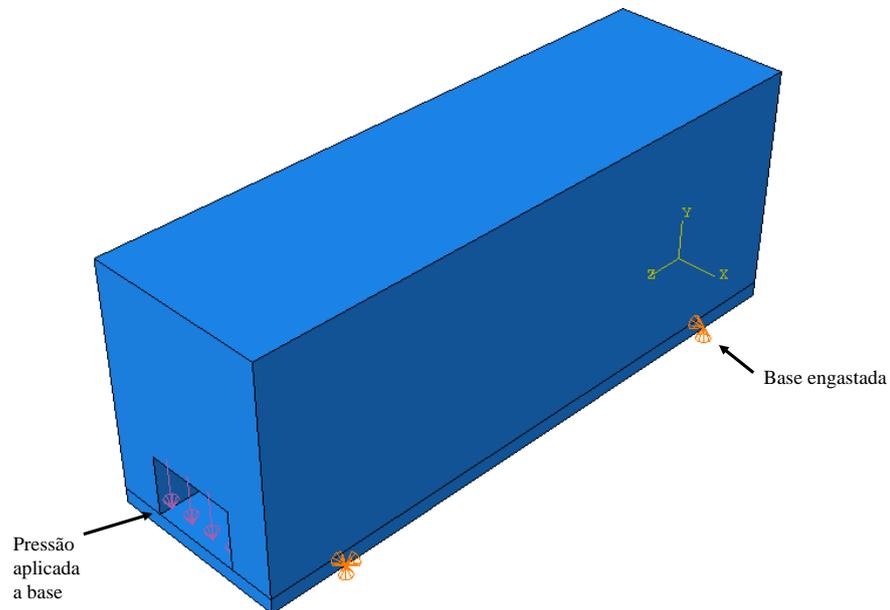
Fonte: Systèmes (2011)

Neste tipo de metodologia, as etapas do modelo de elementos finitos e o modelo de otimização topológica são as mais utilizadas, pois, é nelas que se delimita o problema e suas condições, para que depois o *software* realize a simulação.

Na etapa de definição do modelo de elementos finitos, define-se o material da estrutura, as forças e condições de contorno aplicadas, a interação entre estruturas (caso estude mais de um componente em conjunto) e a sua malha de elementos finitos. Na Figura 8 podemos ter um exemplo da definição de forças e condições de contorno de um problema estrutural de um modelo de ponte, nesse modelo a pressão é aplicada ao chão da ponte para simular a passagem de veículos e as bases engastadas simulam os pontos que a ponte é fixa ao solo.

A próxima etapa, a de otimização topológica em si, é dividida entre a criação de soluções de design (*Design responses*) e a atribuição dessas soluções entre funções "objetivo" e funções de condição de contorno para caracterizar o problema que se quer otimizar. Johnsen (2013) define esses três conceitos de maneira prática para aplicação. Ele define as soluções de design como os parâmetros que serão avaliados e controlados na otimização, como volume, massa, energia de

Figura 8 – Exemplos de esforços e condições de contornos aplicado a uma estrutura de uma ponte



Fonte: Próprio autor

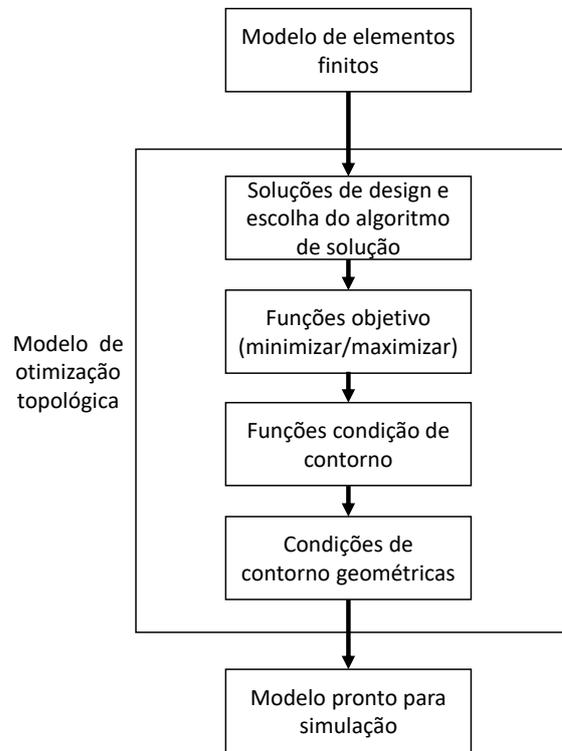
deformação, deslocamento, forças de reação, frequências naturais e etc, esses parâmetros são controlados dentro dos limites definidos da simulação, ou seja, a área/volume em que o algoritmo de otimização será aplicado.

Definida as soluções de design, elas são distribuídas entre funções objetivo e funções de condição de contorno. As funções objetivo são os parâmetros que se busca minimizar/maximizar na estrutura de estudo, pode-se usar apenas uma função ou várias com pesos definidos entre elas (para saber a importância de cada característica) nas otimizações singulares, que são otimizações baseadas em apenas um objetivo principal. Também têm-se as otimizações multidisciplinares em que se tenta chegar na otimização de duas ou mais funções objetivo ao mesmo tempo, mas que demandam mais estudo por causa de conflitos de resultado que normalmente ocorrem entre as funções.

As funções de condição de contorno são as funções que irão limitar o problema, em contrapartida a função que quer ser otimizada. Por exemplo, pode-se maximizar a rigidez da estrutura, mas limitando o volume que ela deve ter, uma das otimizações mais usadas nas estruturas da engenharia aeronáutica. Outra condição de contorno que pode ser utilizada são as geométricas, que não usam as soluções de design como base, mas que podem congelar áreas do seu domínio impedindo a retirada de elementos ou forçando simetria para o modelo, por exemplo. Na Figura 9 tem-se um fluxograma que ajuda a visualizar as etapas de definição da

otimização topológica, até o envio do modelo para simulação.

Figura 9 – Fluxograma da execução de um modelo de otimização topológica



Fonte: Próprio autor

Por fim, definida todas as funções, o *software* entra em ação unindo todas as definições e aplicando as delimitações da simulação, como o algoritmo que será utilizado. No *software* ABAQUS, por exemplo, tem-se dois algoritmos principais que podem ser utilizados. O primeiro sendo o SIMP (*Solid Isotropic Microstructure with Penalization*) utilizado para condições pontuais, como forças pontuais e o segundo o RAMP (*Rational Approximations of Material Properties*) utilizado para condições distribuídas, como pressão.

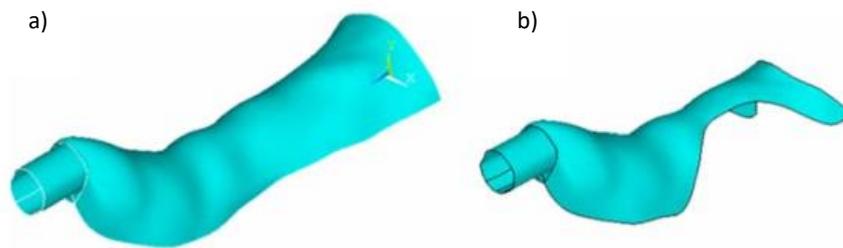
2.4 Análises de otimização topológica

A partir da evolução dos *softwares* e *hardwares* para simulação, teve-se também uma evolução das pesquisas, sendo cada vez mais comum a busca pela otimização topológica das órteses ou a otimização de seu design, seja para diminuir custos ou melhorar o conforto para os pacientes. A análise topológica baseia-se em análises mecânicas tanto estáticas como dinâmicas, sendo possível usar a otimização a partir de qualquer esforço imposto ao modelo de estudo, buscando a melhora de alguma característica, como o volume do mesmo.

Huang *et al.* (2006) utilizaram a metodologia em uma órtese para o dedo polegar. Projetando um modelo representativo no *software* ANSYS, realizaram uma otimização topológica com objetivo de maximizar a rigidez da órtese enquanto se limita o volume. Após delimitadas

as áreas de remoção de material efetuou-se uma comparação entre o modelo tradicional e o otimizado a partir de testes de bancada, aonde tiveram resultados muito próximos para a rigidez, mostrando que a nova órtese conseguia restringir o movimento tão bem quanto a tradicional. A comparação final entre os *designs* das órteses pode ser visto na Figura 10, percebe-se a remoção de material nas partes laterais e traseira da órtese.

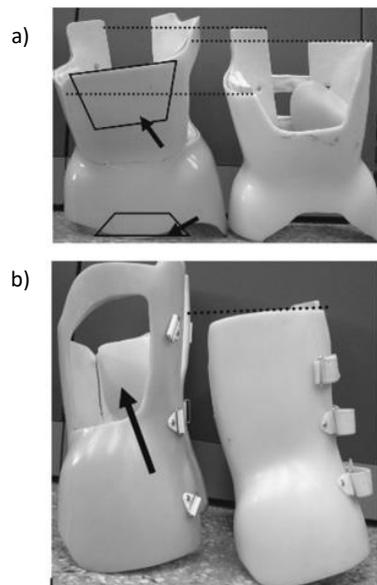
Figura 10 – a) Órtese pré otimização topológica b) Órtese após a otimização topológica



Fonte: Huang *et al.* (2006)

Liao *et al.* (2007) efetuaram uma metodologia similar para uma órtese para a coluna, buscando a maximização da rigidez enquanto se minimiza o volume/massa do modelo. Nessa pesquisa chegou-se a obter resultados de reduzir em até 50% o volume da órtese, sendo esse volume redundante para a função da mesma, mas devido a complicações para produzir o modelo, apenas se reduziu 12% do volume total. Na Figura 11 pode-se ver como foi alterado a órtese manualmente, com retiradas de material através de cortes.

Figura 11 – a) Visão traseira da órtese pré e pós retirada de material b) Visão lateral da órtese pré e pós retirada de material



Fonte: Liao *et al.* (2007)

Percebe-se, pelos dois estudos citados, que a metodologia consegue bons resultados nas simulações, mas ainda esbarra em barreiras de manufatura, porque muitas vezes os designs obtidos são de difícil fabricação. Pallari *et al.* (2010) cita também dificuldades técnicas da popularização do método, pois, muitas vezes a área clínica não tem o conhecimento completo para utilização dos softwares para continuar a produção de órteses personalizadas para os pacientes, mas propõe como a manufatura aditiva pode ser um caminho a se seguir, já que ela possibilitaria a produção de designs não convencionais.

2.5 Considerações a respeito da literatura

Como visto por Tyson, Sadeghi-Demneh e Nester (2013), os estudos na área são inúmeros, cada um com uma linha de raciocínio e parâmetro estudados, mas todos com objetivos em comum, entender a órtese AFO e os esforços em que ela é submetida para trazer melhorias para esta tecnologia. Os pontos de melhoria circulam entre melhorar o seu design, a sua manufatura e o seu material, pontos chave para tornar a tecnologia mais acessível, mais resistente e mais agradável para uso do usuário. A literatura também agrega em como se começar uma abordagem a problemas relacionados a órteses, muitos autores citados têm vários estudos na área, começando com estudos simples e refinando gradualmente a sua análise, o que traz muita base para o presente trabalho, que tem como um dos objetivos adaptar o estudo da órtese AFO para a realidade do Brasil, começando de maneira simplificada. A literatura também serve de base teórica e prática para o presente trabalho, principalmente na área de otimização topológica, auxiliando a entender a melhor abordagem a ser aplicada para este estudo.

3 METODOLOGIA

A metodologia aplicada para a execução das simulações pode ser dividida em três partes: definição do modelo da órtese e de seu material, a definição do modelo de elementos finitos (MEF) com suas condições de contorno, esforços e a própria malha de elementos finitos, e por último a construção do modelo de otimização topológica com a definição do algoritmos, soluções de *design* e até os parâmetros da sua simulação.

3.1 Definição da órtese

Órteses podem ser amplamente modificadas para que possam se adaptar a anatomia do corpo de cada pessoa ou melhorar aspectos de resistência dependendo da restrição necessária para cada usuário, sendo assim existem diversos modelos que são utilizados, até mesmo da órtese AFO (*Ankle-Foot Orthoses*). A principal diferença, entre esses modelos, reside no processo de fabricação dos mesmos.

Neste trabalho buscou-se utilizar um modelo genérico de AFO que pode ser obtido através da construção manual por meio de um profissional fisioterapeuta através de moldes da perna do usuário, método mais utilizado para realização da órtese no sistema de saúde pública brasileiro, adaptando o trabalho para a realidade do país. O modelo foi obtido através da biblioteca de arquivos CAD (*Computer Aided Design*) do *website* GRABCAD e escolhido ao compará-lo visualmente com modelos utilizados no Brasil. O modelo CAD original pode ser visto na Figura 12.

Figura 12 – Modelo da órtese AFO



Fonte: GRABCAD

Com a geometria do modelo definida, falta apenas a definição do seu material. O material mais usual para a manufatura de órteses AFO, feitas manualmente, são os termoplásticos, pela sua facilidade de moldagem ao serem esquentados e pela rigidez após a secagem (TOTAH *et al.*, 2017). Nesse caso se escolheu o polipropileno, o mais comumente usado no Brasil. As

propriedades gerais e mecânicas foram obtidas através do trabalho de Zou *et al.* (2014), que compara resistências entre uma órtese de polipropileno e órteses de fibra de carbono. Os esforços e condições de contorno apresentadas nesse estudo também serão utilizadas para definição do modelo simplificado de elementos finitos deste trabalho. As propriedades, do polipropileno, utilizadas na simulação podem ser vistas na Tabela 1, em que ρ é a densidade, E o módulo de Young, ν o coeficiente de Poisson e σ_Y a tensão de escoamento do material.

Tabela 1 – Propriedades adotadas para o polipropileno

ρ [kg/m ³]	E [MPa]	ν [-]	σ_Y [MPa]
900	2400	0,43	30

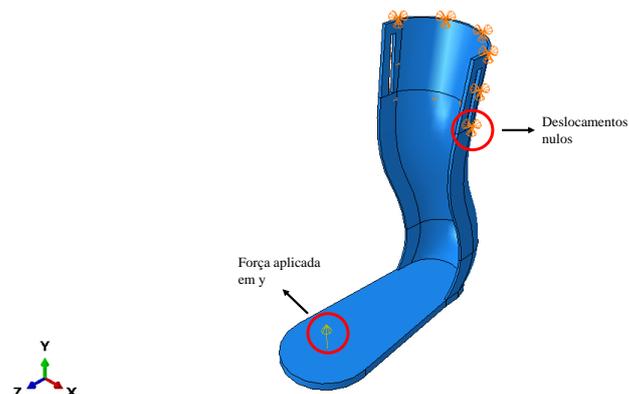
Fonte: (ZOU *et al.*, 2014)

3.2 Definição do modelo de elementos finitos

Como já citado anteriormente, os esforços biomecânicos presentes nas mais diversas atividades que o corpo humano realiza são complexos, sendo normal existirem combinações desses esforços em diversas magnitudes e planos diferentes de forma interdependente, o caminhar não é exceção.

Buscou-se na literatura um modelo simplificado de esforços biomecânicos para uma parte do caminhar de uma pessoa, pois, em um primeiro contato com o tipo de simulação novo, é necessário começar pelo simples para uma melhor interpretação dos resultados. O modelo escolhido foi adaptado do estudo de Zou *et al.* (2014), em que a fase do caminhar simulada é a de Apoio Médio, em que um dos pés está fora do chão enquanto o outro recebe toda a força de reação relacionada ao peso do usuário. O modelo simulado foi o da órteses que está em contato com o solo durante essa fase e a força aplicada e condições de contorno podem ser vistas inicialmente na Figura 13, sendo a força aplicada a parte debaixo da sola da AFO e as condições de contorno aplicadas a parte que é fixada a panturrilha do usuário.

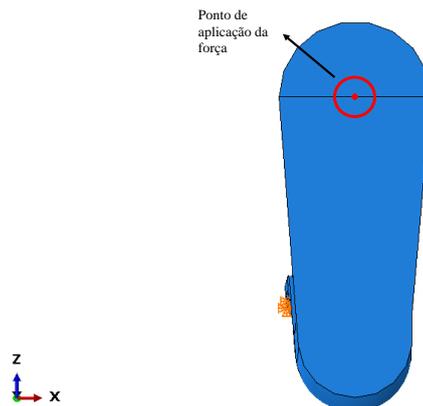
Figura 13 – Modelo com carregamentos e condições de contorno



Fonte: Próprio Autor

A força foi aplicada na região próxima ao terceiro metatarso (osso intermediário dos dedos do pé), centralizando a pressão que é exercida na sola em um único ponto, com um valor de 150 N, valor baseado no máximo que Zou *et al.* (2014) consegue chegar em seu teste de bancada antes que a AFO de termoplástico tenha maiores deformações. O ponto em que a força foi aplicada pode ser vista na Figura 14, em que o ponto vermelho é o local em que ela foi aplicada.

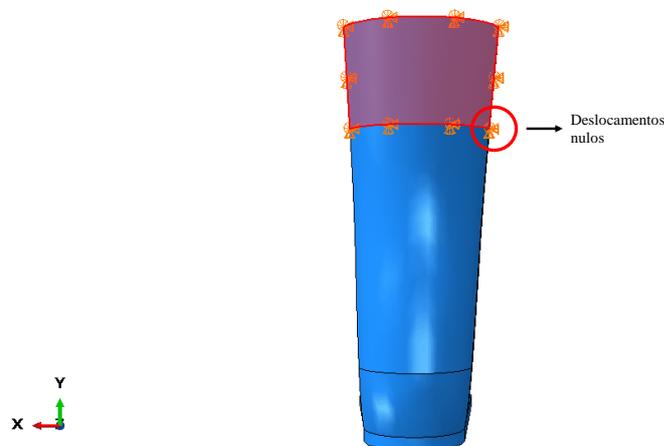
Figura 14 – Região de aplicação da força pontual



Fonte: Próprio Autor

A região escolhida como condição de contorno foi a parte de contato da AFO com a panturrilha do usuário, pois, aquela área é imobilizada através de velcros que passam nos encaixes retangulares e prendem a órtese a perna, portanto, a órtese tem seu deslocamento impossibilitado, mas com certa liberdade de giro nos três planos. Portanto, aplicou-se condições de contorno de deslocamento nulo (impedido de deslocar) nas três direções cartesianas, deixando livre os giros possíveis. A região citada pode ser vista na Figura 15.

Figura 15 – Região da aplicação das condições de contorno

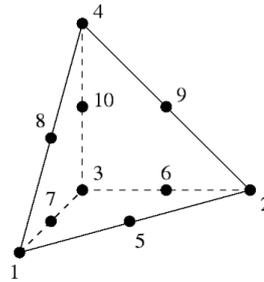


Fonte: Próprio Autor

Após fixados os esforços e condições de contorno, foi construída a malha de elementos finitos para representação da órtese. Escolheu-se o elemento C3D10 presente no *software*

ABAQUS, com 10 nós e 4 pontos de integração, pois, elementos de ordem maior são preferíveis para se evitar instabilidade numérica durante a otimização topológica (JOHNSEN, 2013). O modelo do elemento pode ser visto na Figura 16, em que os pontos de 1 a 10 são os nós presentes no elemento.

Figura 16 – Elemento C3D10



Fonte: (SYSTÈMES, 2011)

Definido o elemento, realizou-se uma malha livre com tamanho global de elemento de 4mm, obtendo uma malha com 47438 elementos e 83404 nós que pode ser observada na Figura 17.

Figura 17 – Órtese AFO com malha de elementos finitos



Fonte: Próprio Autor

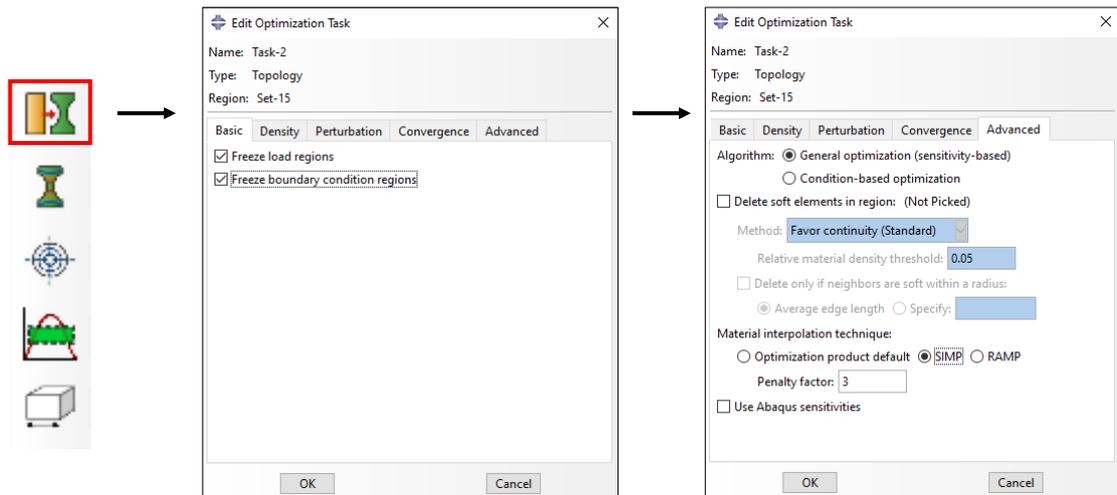
3.3 Construção do modelo de otimização topológica e simulação

Nesta seção será descrito cada passo e definições para a criação do modelo de otimização topológica, seguindo os atalhos do *software* ABAQUS que estão marcados nas figuras desta seção em conjunto com suas janelas de parâmetros a serem selecionados.

Realizou-se a construção do modelo de otimização topológica seguindo sequência igual ao estudado na revisão bibliográfica, que vai de encontro com a sequência definida pelo *software* utilizado. Começando pela definição de uma tarefa de otimização, a tarefa de otimização é o que

une todos os parâmetros que serão dados para a otimização e que é selecionado no ambiente de simulação. Com pontos importantes definiu-se o congelamento das regiões de aplicação das cargas e de condição de contorno, como pode ser visto na primeira janela da Figura 18, e a definição do algoritmo SIMP (*Solid Isotropic Microstructure with Penalization*) na segunda janela, utiliza-se esse algoritmo, pois está sendo aplicada uma força pontual no modelo, como se citou na revisão bibliográfica.

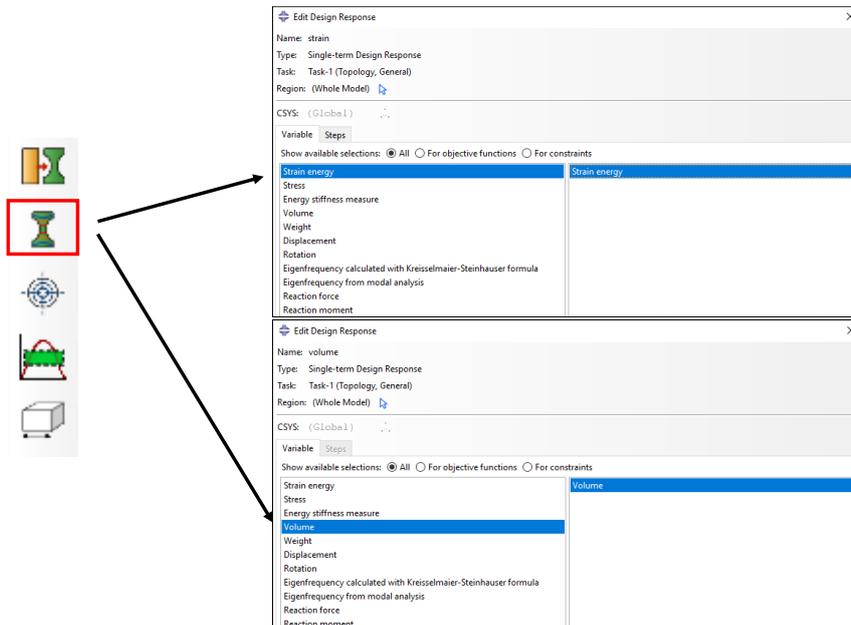
Figura 18 – Tarefa de otimização pelo *software* ABAQUS



Fonte: Próprio Autor

Para a criação das soluções de *design* definiu-se como foco da otimização a energia de deformação, fator importante para que a órtese continue cumprindo seu papel de imobilização do membro do usuário, e de volume, já que um dos objetivos deste trabalho é analisar possibilidade de reduzir o custo de material necessário para fabricação da órtese. Na Figura 19 pode-se ver as janelas de criação, em que cada solução de *design* é criada separadamente e aplicada a todo o modelo de estudo.

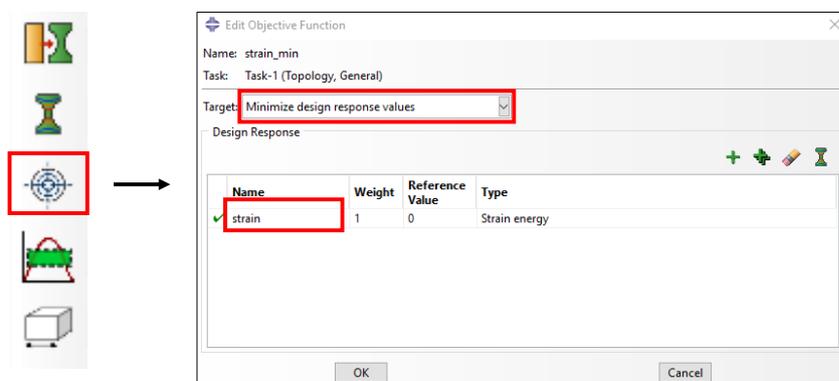
Figura 19 – Criação de soluções de design pelo *software* ABAQUS



Fonte: Próprio Autor

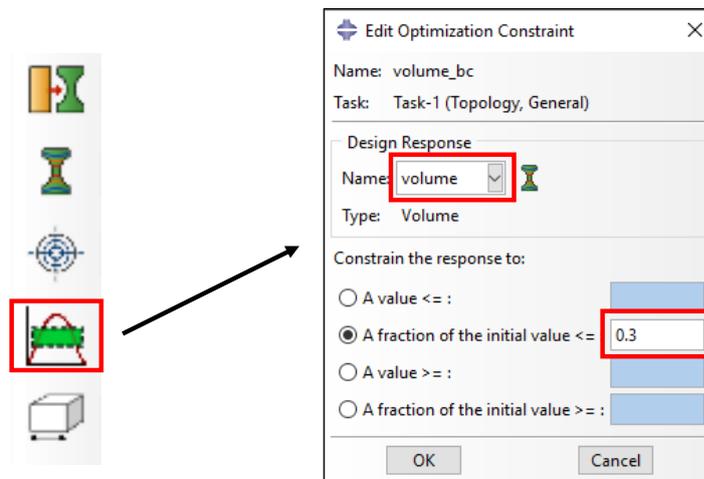
A partir das soluções de design definidas, foi designado qual seria a função objetivo e, qual seria a condição de contorno. A função objetivo é a característica que será otimizada durante a simulação, como visto na Figura 20 a função objetivo escolhida foi a de energia de deformação com o objetivo de minimizar essa característica, pois, quanto menor a energia de deformação maior será a rigidez do modelo. Essa solução foi escolhida por ser a característica que não se tem base de um valor ideal para ela atuar como condição de contorno, ao contrário do volume. Assim, ficou definido que o volume seria a característica que irá limitar a simulação e será baseado em porcentagem do volume inicial, como pode ser visto na Figura 21. Nesse trabalho foram feitas 3 simulações mudando os valores de porcentagem do volume inicial, alterando o parâmetro entre 30%, 50% e 70% do volume inicial.

Figura 20 – Definição de função objetivo pelo *software* ABAQUS



Fonte: Próprio Autor

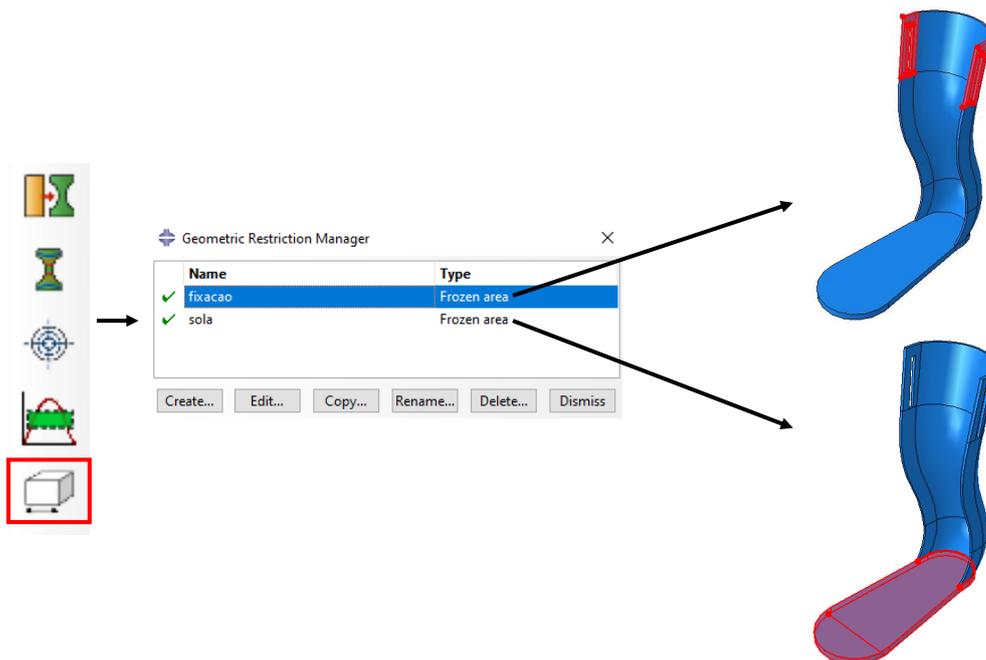
Figura 21 – Definição de função de condição de contorno pelo *software* ABAQUS



Fonte: Próprio Autor

Além de condições de contorno em parâmetros, também utilizou-se de condições de contorno geométrica do tipo área congelada, ou seja, uma área que não sofrerá alterações pelo algoritmo de otimização. As duas regiões escolhidas podem ser vistas na Figura 22, a primeira sendo a área da órtese que tem a fixação do velcro para prender a órtese a perna do usuário e a segunda sendo a sola que pode causar desconforto durante a utilização caso alterada, além de precisar acomodar o pé do usuário por completo. Assim, a área a ser otimizada ficou principalmente na região do tornozelo e calcanhar.

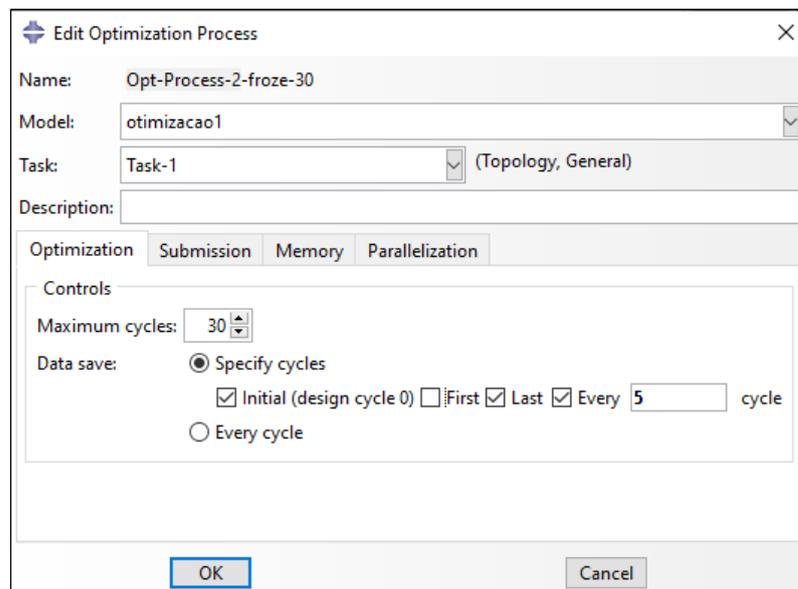
Figura 22 – Área de condições de contorno geométricas



Fonte: Próprio Autor

Finalizadas todas as definições descritas, tem-se o modelo de otimização topológica pronto para simulação. Necessita-se ainda definir o número de ciclos de otimização a serem feitos, cada ciclo cria um novo modelo da órtese e realiza um teste relacionado a função objetivo, para checar os valores a fim de minimizar no próximo ciclo e de checar se a condição de contorno esta sendo cumprida. Quanto maior o número de ciclos mais refinada será a otimização, porém, o próprio software possui parâmetros de convergência que detectam quando a função objetivo atinge um valor mínimo dentro da restrição colocada e que não é possível melhorar sem quebrar a restrição. Para esse trabalho foi testado o número ideal de ciclos, chegando no final a um padrão de 30 ciclos para cada simulação, como pode ser observado na Figura 23, pois, todas as simulações convergem em torno de 30 ciclos.

Figura 23 – Definição de número de ciclos de otimização topológica pelo *software* ABAQUS



Fonte: Próprio Autor

Um resumo dos parâmetros utilizados nas simulações e descritos no passo a passo pode ser visto na Tabela 2

Nesse trabalho foram realizadas três simulações, alterando a condição de contorno do volume, querendo obter órteses com 30%, 50% e 70% do valor de volume inicial e checar entre si qual teve suas propriedades menos alteradas, como a rigidez e as tensões.

Tabela 2 – Parâmetros de simulação

Parâmetro	Configuração
Força	Força pontual de 150 N na direção y na região inferior da sola, referente a posição do terceiro osso metatarso
Condição de contorno	Deslocamento em x, y e z igual a 0 na região traseira AFO, na parte que entra em contato com a panturrilha e ada apoio a fixação
Algoritmo de otimização	SIMP
Função objetivo (Minimizar)	Energia de deformação
Função objetivo (Restrição)	Volume (30%, 50% e 70% do original)
Restrição geométrica (áreas congeladas)	Região de aplicação da força e das condições de contorno, sola da AFO e região da fixação da AFO a perna do usuário
Ciclos de otimização	30

Fonte: Próprio autor

4 RESULTADOS

Os resultados foram separados em quatro análises. A primeira sendo dos resultados da simulação quasi-estática do modelo original da órtese, três análises baseadas em cada simulação de otimização topológica, em que cada uma tinha um valor de restrição de volume diferente (30%, 50% e 70% do volume original). Para a última análise escolheu-se um dos modelos otimizados, o modelo com resultados de resistência que mais se aproxima do modelo original, para definir o melhor design entre os efetuados.

4.1 Simulação quasi-estática da órtese original

A primeira simulação, da órtese original, traz resultados para servir de base para comparação com as órteses de topologia otimizada, pois a principal ideia é de que se consiga a mudança na geometria sem impactar os resultados de tensão e rigidez.

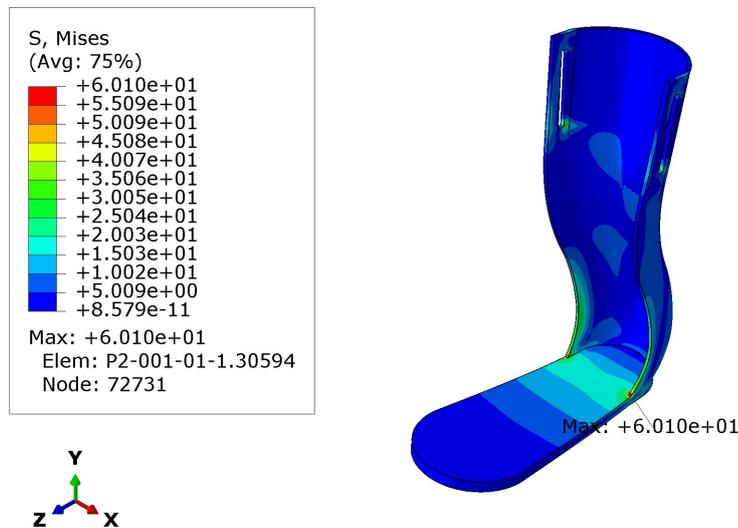
Simular o primeiro modelo também permite reconhecer os locais da órtese que recebem mais esforços, auxiliando a entender quais regiões podem ser otimizadas sem interferir tanto no local crítico. Assim, é possível verificar os resultados de tensão e deslocamento e principais regiões críticas através das Figuras 24 e 25. Na primeira imagem pode-se observar ver que a tensão máxima alcançada é de 60,1 MPa na região de conexão entre a sola da órtese e a sua parte superior, e que nas demais regiões a tensão já é bem abaixo do limite de escoamento do material. Essa tensão máxima é localizada e ultrapassa a tensão de escoamento do material devido a concentração de tensão na região, mas por ser tratar de um polímero ele irá plastificar e acaba sendo mais suscetível a esforços de fadiga, não impactando tanto na análise, pois o objetivo principal é utilizar esse valor para comparar com os das novas geometrias, mas caso houvesse mais liberdade de mudança com a geometria original pode-se alterar a geometria para aliviar o concentrador de tensão da região. Na segunda imagem temos deslocamento positivo e crescente pela região da sola, já que a força é aplicada nessa região, sendo que o maior deslocamento é de 37,61 mm na ponta da sola, o deslocamento é medido por estar relacionado diretamente a deformação e dar uma visão em resultado sobre o quanto a energia de deformação esta sendo minimizada.

4.2 Resultados das otimizações topológicas

Nas simulações topológicas verifica-se resultados como a convergência da simulação, o modelo após a otimização e os gradientes de tensão e deslocamento.

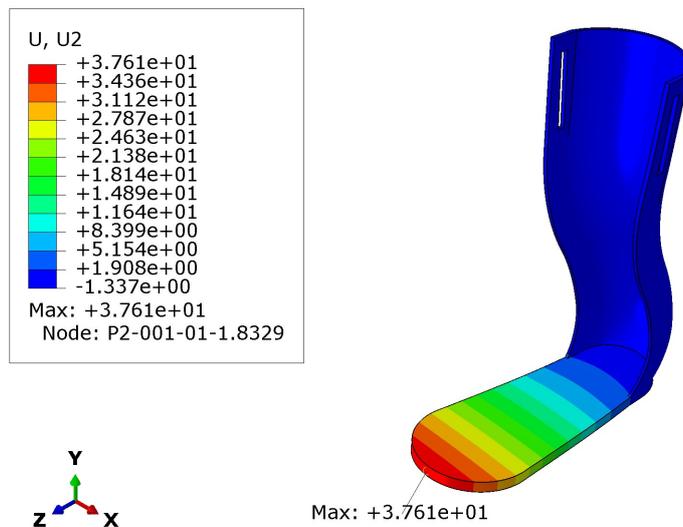
A convergência, como dita anteriormente no Cap. 3, é delimitada dentro dos próprios parâmetros da simulação, portanto o programa tem um critério de parada que é ativado assim que não é possível otimizar mais a estrutura sem interferir nas restrições. Uma otimização que

Figura 24 – Gradiente de tensões da órtese original (Valores em MPa)



Fonte: Próprio autor

Figura 25 – Gradiente de deslocamento da órtese original (Valores em mm)



Fonte: Próprio autor

não converge irá finalizar quando o número de ciclos de simulação tiverem acabado ou terminará em erro, mas essa não convergência ocorre com mais frequência nas otimizações multiobjetivo, em que não consegue se chegar em um meio termo entre os resultados. Neste trabalho, todas as simulações convergiram em torno de 30 ciclos de simulação e serão mostrados no decorrer da seção.

O modelo otimizado nos ajuda a perceber as principais mudanças físicas realizadas e perceber padrões de retirada de material, além de servir como base futuramente para a proposta de um novo design.

Os gradientes e resultados de tensão e deslocamento ajudam a perceber se as regiões críticas da órtese mudaram, além de fornecer dados para comparar com os resultados da órtese original para entender qual novo modelo teve um desempenho melhor em manter resistência enquanto se diminui o volume.

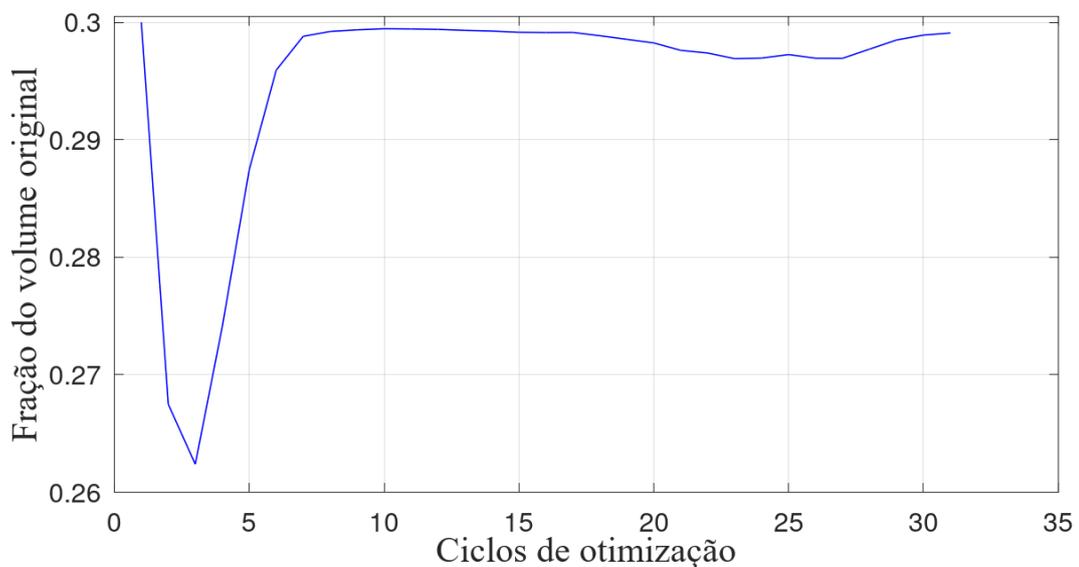
Nas sub seções abaixo, será possível observar cada resultado comentado anteriormente para cada otimização realizada.

4.2.1 Simulação de otimização topológica: volume 30% do original

A restrição de volume implica em quanto volume a otimização vai deixar baseada no modelo original, assim aqui tem-se os resultados da órtese com apenas 30% do volume original.

Na Figura 26 consegue-se ver o gráfico de convergência da otimização, com o número de ciclos de simulação e a restrição de volume que deve ser atingida, não podendo passar dos 30% estimulados. O gráfico para no momento que a convergência é garantida em torno de 30 ciclos.

Figura 26 – Convergência da otimização: 30% do volume original

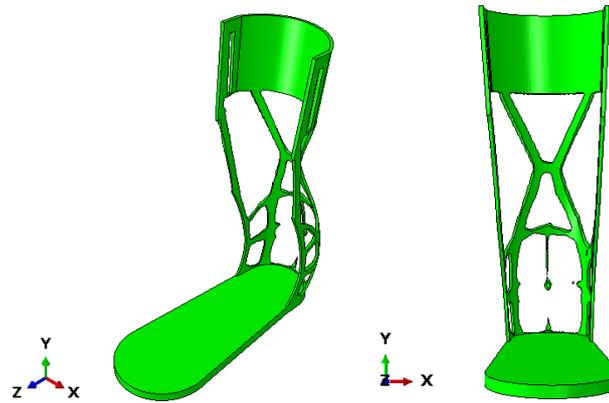


Fonte: Próprio autor

Nas Figuras 27a e 27b pode-se visualizar o modelo após a otimização, com o volume em torno de 30% do modelo original, com geometrias já um pouco complexas e visualmente mais frágeis devido a grande retirada de material.

Na Figura 28 é apresentado o gradiente de tensões, que demonstra que a região crítica principal não mudou, mas que surgiram algumas outras próximas a parte superior da órtese. O valor de tensão máximo é de 147,2 MPa. Já para o deslocamento tem-se a Figura 29, que retorna o mesmo padrão de deslocamento da órtese original, mas dessa vez com um valor de 217,4

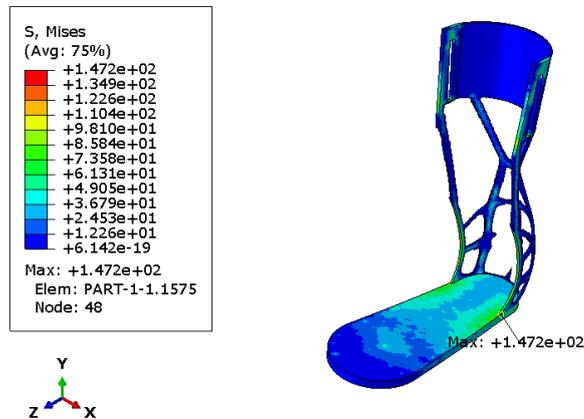
Figura 27 – Geometria com 30% do volume original



(a) Vista isométrica do modelo com 30% do volume original
 (b) Vista frontal do modelo com 30% do volume original

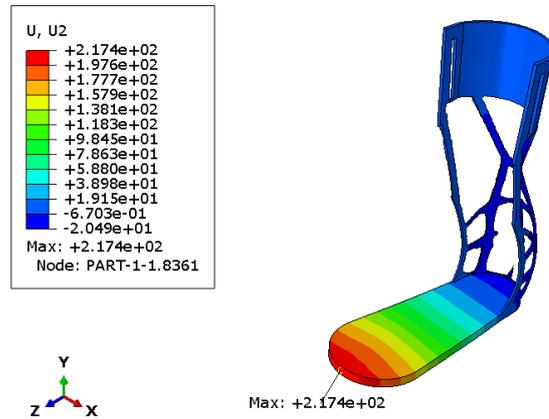
mm de deslocamento máximo. A Tabela 3 resume uma comparação entre os resultados dessa otimização com o modelo original.

Figura 28 – Gradiente de tensões da órtese com 30% do volume original (Valores em MPa)



Fonte: Próprio autor

Figura 29 – Gradiente de deslocamento da órtese com 30% do volume original (Valores em mm)



Fonte: Próprio autor

Tabela 3 – Análise modelo original x Modelo 30% volume

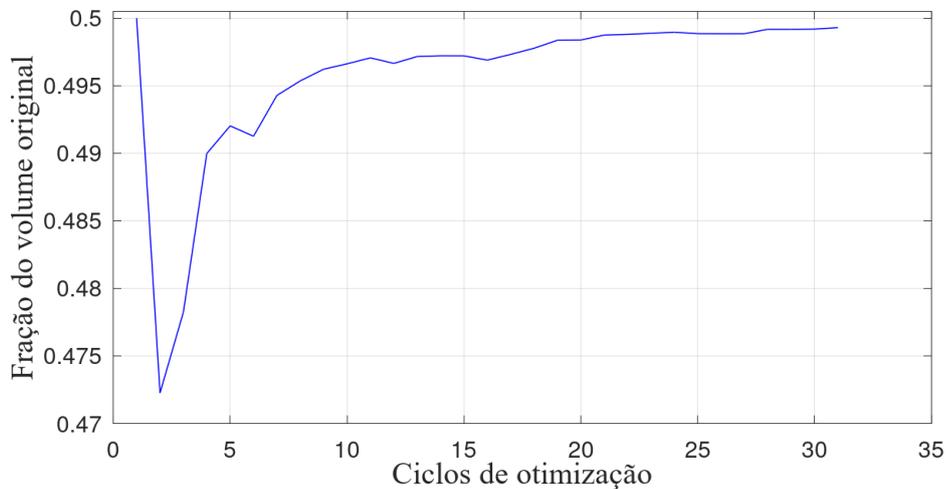
	Modelo original	Modelo 30% volume	Diferença
Tensão Von Mises máxima	60,1 MPa	147,2 MPa	144,9 %
Deslocamento máximo	37,61 mm	217,4 mm	478,0 %

Fonte: Próprio autor

4.2.2 Simulação de otimização topológica: volume 50% do original

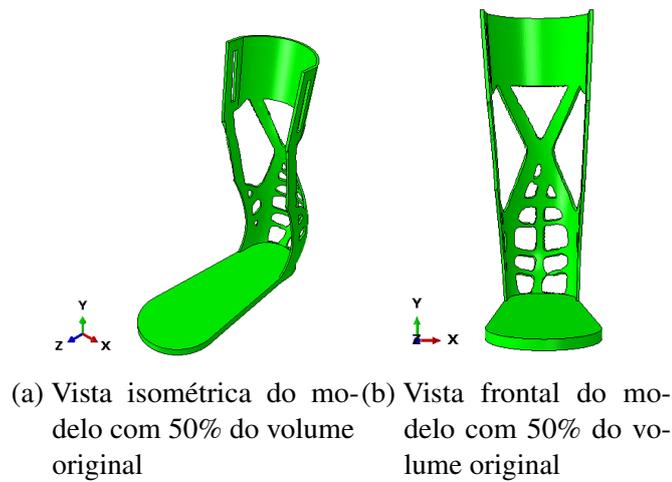
Com o volume restringido em 50% a otimização ainda convergiu em torno de 30 ciclos (Fig. 30) e obteve-se um modelo que pode ser visto nas Figura 31a e 31b, já similares ao modelo de 30% do volume, mas preenchendo mais vazios.

Figura 30 – Convergência da otimização: 50% do volume original



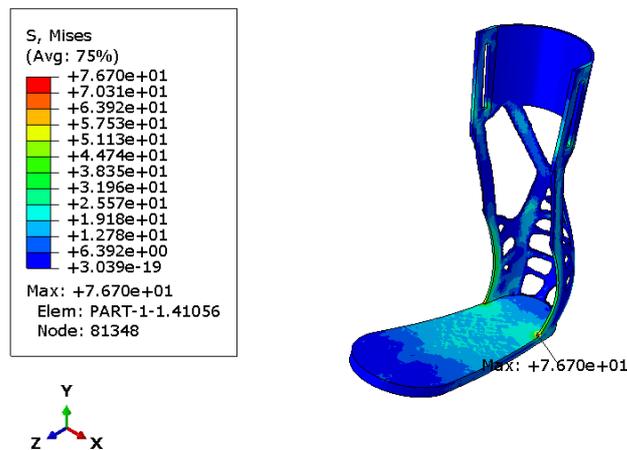
Fonte: Próprio autor

Figura 31 – Geometria com 50% do volume original



Na Figura 32 consegue-se observar o gradiente de tensão dessa otimização, com regiões críticas similares ao modelo original e um valor de tensão máxima de 76,7 MPa. Já na Figura 33 observa-se o gradiente de deslocamento, com um valor máximo de deslocamento de 64,19 mm. A Tabela 4 resume uma comparação entre os resultados dessa otimização com o modelo original.

Figura 32 – Gradiente de tensões da órtese com 50% do volume original (Valores em MPa)



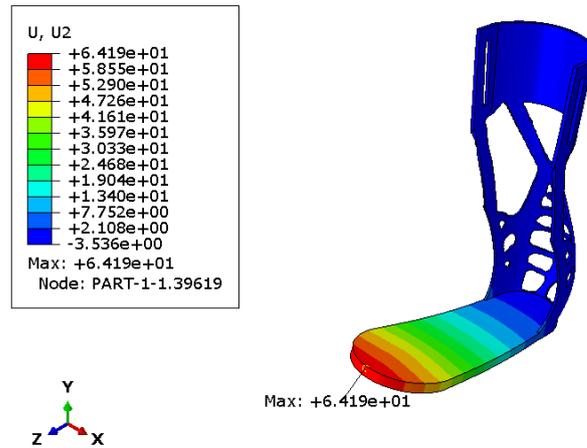
Fonte: Próprio autor

Tabela 4 – Análise modelo original x Modelo 50% volume

	Modelo original	Modelo 50% volume	Diferença
Tensão Von Mises máxima	60,1 MPa	76,7 MPa	27,6 %
Deslocamento máximo	37,61 mm	64,19 mm	70,7 %

Fonte: Próprio autor

Figura 33 – Gradiente de deslocamento da órtese com 50% do volume original (Valores em mm)

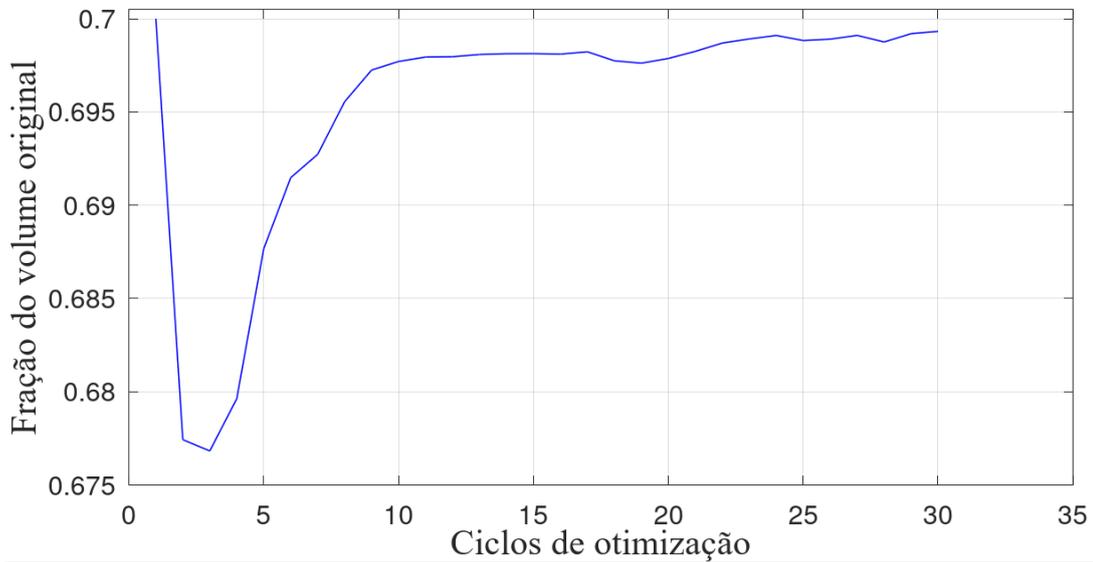


Fonte: Próprio autor

4.2.3 Simulação de otimização topológica: volume 70% do original

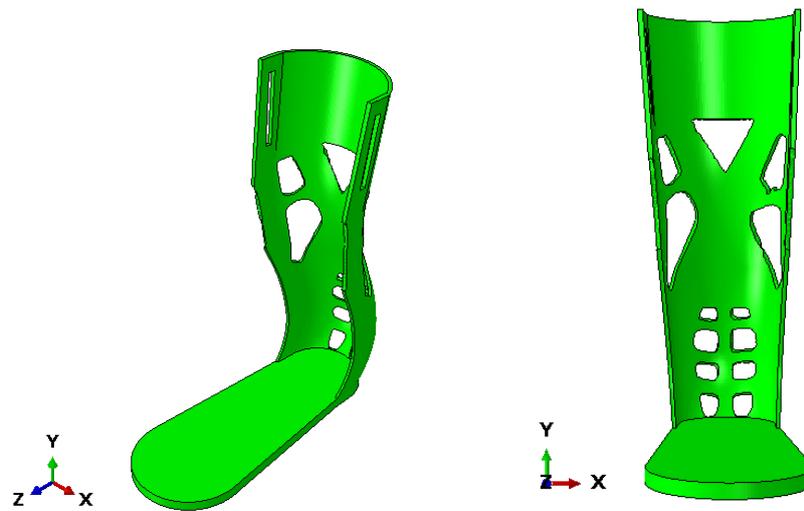
De mesmo modo para a otimização com 70% do volume original, tem-se a sua convergência em 30 ciclos, e que pode ser vista na Figura 34, e também o seu modelo nas Figuras 35a e 35b, em que já parece bem mais robusto que as versões anteriores.

Figura 34 – Convergência da otimização: 70% do volume original



Fonte: Próprio autor

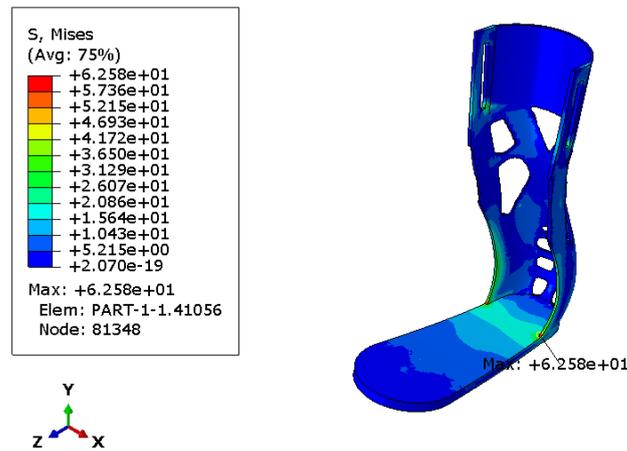
Figura 35 – Geometria com 70% do volume original



(a) Vista isométrica do modelo com 70% do volume original (b) Vista frontal do modelo com 70% do volume original

De mesmo modo que nas outras otimizações, na Figura 36 pode-se observar o gradiente de tensão dessa otimização, com um valor de tensão máximo de 62,58 MPa. Já na Figura 37 observa-se o gradiente de deslocamento, com um valor máximo de deslocamento de 42,18 mm. A Tabela 5 resume uma comparação entre os resultados dessa otimização com o modelo original.

Figura 36 – Gradiente de tensões da órtese com 70% do volume original (Valores em MPa)



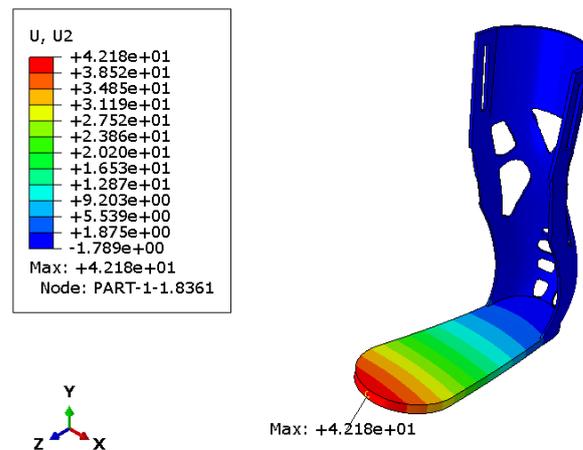
Fonte: Próprio autor

Tabela 5 – Análise modelo original x Modelo 70% volume

	Modelo original	Modelo 70% volume	Diferença
Tensão von mises máxima	60,1 MPa	62,58 MPa	4,1 %
Deslocamento máximo	37,61 mm	42,18 mm	14,3 %

Fonte: Próprio autor

Figura 37 – Gradiente de deslocamento da órtese com 70% do volume original (Valores em mm)



Fonte: Próprio autor

4.3 Design final escolhido

O modelo escolhido foi a da terceira otimização topológica, que tem 70% do volume original. Para justificar essa escolha, pode-se observar todos os resultados obtidos de deslocamento e tensões da 3 otimizações a partir da Tabela 6, nela pode-se perceber como o modelo com 70% do volume original mais se aproxima do original, com diferença mínima e com uma redução considerável de seu volume.

Tabela 6 – Análise modelo original x modelos otimizados

	Tensão Von Mises máxima	Deslocamento máximo
Modelo original	60,1 MPa	37,61 mm
Modelo 30% volume	147,2 MPa	217,4 mm
Modelo 50% volume	76,7 MPa	64,19 mm
Modelo 70% volume	62,58 MPa	42,18 mm

Fonte: Próprio autor

Para complementar a escolha do design utilizou-se mais dois fatores. O primeiro é o complementar ao volume da órtese, que é a sua massa, mas que da uma visão muito melhor do benefício qualitativo para o usuário, a comparação entre a massa dos 4 modelos pode ser visto na Tabela 7.

Tabela 7 – Análise da massa modelo original x modelos otimizados

	Massa [kg]
Modelo original	0,308
Modelo 30% volume	0,143
Modelo 50% volume	0,258
Modelo 70% volume	0,270

Fonte: Próprio autor

O segundo fator é uma análise básica do tempo de manufatura aditiva através da impressão 3D, aonde se simulou este tempo através do *software* Slic3r, o tempo de produção pode ser visto na Tabela 8. O design final e suas dimensões básicas podem ser vistos no Apêndice A.

Tabela 8 – Análise do tempo de impressão 3D modelo original x modelos otimizados

	Tempo
Modelo original	8h 49m
Modelo 30% volume	1d 9h 17m
Modelo 50% volume	1d 5h 47m
Modelo 70% volume	1d 0h 39m

Fonte: Próprio autor

5 CONCLUSÃO

Analisando o resultados e o decorrer do trabalho é possível concluir que os objetivos propostos foram cumpridos, alguns em sua totalidade e outros não devido a dificuldades encontradas durante o decorrer da execução, como a necessidade de aprender e buscar material sobre otimizações topológicas no *software* ABAQUS, que se mostrou escasso em boa qualidade e da demanda alta de *hardware* que possibilitou a efetuação de poucas simulações, com esforços simplificados e com limites de convergência padrões, sem forçar o algoritmo para obter melhores otimizações. Do objetivo principal, obteve-se um novo design de AFO, mas ainda sem uma opinião de especialista ou de usuário sobre para validação final do modelo. É importante ressaltar que a metodologia aplicada se mostrou utilizável através da rotina no *software* ABAQUS e que se mostra promissora para utilização em estudos mais complexos ou em outros tipos de órtese. Outra contribuição é o novo *design* obtido que pode ser usado como entrada de futuras propostas, como a análise da fabricação ou do modelo físico real.

Para os resultados de resistência, foi possível perceber a partir de condições simplificadas de força e condições de contorno que a relação entre a energia de deformação e o volume da órtese não segue uma lógica linear, e que reduções abruptas em seu volume causam um aumento muito grande das tensões presentes no modelo. O modelo com 70% do volume original também mostra-se muito promissor com aumento de apenas 4,1% na tensão de Von Mises no ponto mais crítico da órtese, pois a força aplicada é baseada em um caso máximo em que todo o peso do usuário é transferido para apenas uma perna, sendo que no dia a dia apenas uma fração dela seria aplicada e que a maior causa de falha de órteses AFO é dado por meio de fadiga pelos esforços repetitivos do caminhar. Já analisando a parte do tempo de produção, se percebe que a órtese original tem uma produção mais rápida, isso é devido a não ter necessidade de apoios de construção que foram colocadas pelo *software* nas demais órtese, mas que pode ser melhorado futuramente ao otimizar a geometria da órtese para ser fabricado especificamente por impressão 3D. Sendo assim, os principais ganhos da nova geometria foi de ter uma resistência muita parecida a original, menor massa e capacidade de ser mais personalizada para os esforços de uma pessoa, pois a otimização leva em conta os esforços para a criação da geometria.

Os resultados também confirmam o estudado na bibliografia, de que reduções menores de volume tendem a chegar mais próximo do modelo original, mas que ainda assim conseguem retirar volume redundante da órtese, que esta presente por causa do método de fabricação e que também justifica o porque desse material redundante, já que a retirada do material proporcionou um *design* irregular muito mais fácil de ser fabricado através de manufatura aditiva, mesmo com o congelamento de partes vitais para a órtese. Também percebe-se que, na otimização topológica, usar o volume como limitante pode não ser o melhor caso, já que impede de chegar em um volume ideal para a órtese caso ele fosse utilizado como função objetivo de minimização, mas

que demandaria um estudo mais complexo para delimitar os esforços que seriam as funções limitantes.

5.1 Trabalhos futuros

Para ampliar os resultados e a aplicação deste trabalho, futuros trabalhos podem seguir diversos caminhos diferentes, como os a seguir:

- Utilizar do material criado sobre a rotina no ABAQUS para otimizações topológicas em outros tipos de órteses;
- Simular o caso atual impondo simetria a órtese e/ou utilizando outros tipos de elementos como o tipo *shell* para identificar mudanças e acelerar o processo de simulação;
- Utilizar do novo *design* para novas simulações de elementos finitos com esforços mais representativos ao andar humano;
- Validar o processo de produção do novo design com profissionais e realizar testes do novo *design* em bancada experimental e/ou com usuários.
- Aprofundar o estudo sobre manufatura aditiva a fim de otimizar o tempo de impressão da órtese e tornar a fabricação viável.

REFERÊNCIAS

- BENDSØE, M. P. *Optimization of structural topology, shape, and material*. [S.l.]: Springer, 1995. Citado 3 vezes nas páginas 15, 20 e 21.
- BINGHAM, S.; BEATTY, P. Rates of access to assistive equipment and medical rehabilitation services among people with disabilities. *Disability and Rehabilitation*, v. 25, p. 487–490, 2003. ISSN 0963-8288. Citado na página 14.
- CHU, T. T. Biomechanics of ankle-foot orthoses: Past, present, and future. *Topics in Stroke Rehabilitation*, v. 7, n. 4, p. 19–28, 2001. Citado na página 18.
- CHU, T. T.; NARENDER, P. R. Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gait. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 32, n. 4, p. 349–360, 1995. Citado na página 18.
- FAUSTINI, M. C. *et al.* Manufacture of passive dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 55, n. 2, p. 784–790, Feb 2008. Citado na página 19.
- GOMES, G. *et al.* Structural reinforcements on afos: A study using computer-aided design and finite element method. *2017 IEEE 5th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*, 2017. Citado na página 19.
- HAMID, A.; PATAR, M. N. A. A.; AYUB, M. A. Force Sensor Detection and Performance Evaluation of New Active System Ankle Foot Orthosis. *Procedia Engineering*, v. 41, p. 510–515, 2012. ISSN 1877-7058. Citado na página 14.
- HUANG, T.-H. *et al.* Optimization design of thumbspica splint using finite element method. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 44, n. 12, p. 1105–1111, 2006. Citado 3 vezes nas páginas 17, 23 e 24.
- JIN, Y. *an et al.* Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses - A Review. *Procedia CIRP*, v. 36, p. 199–204, 2015. ISSN 2212-8271. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 17.
- JOHNSEN, S. *Structural Topology Optimization Basic Theory, Methods and Applications*. Dissertação (Mestrado), 2013. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 29.
- KHATTRA, N. S. *et al.* Carbon fiber based custom orthoses for augmenting net ankle moment in gait. *SAMPE 2013 Conference and Exhibition: Education and Green Sky - Materials Technology for a Better World*, p. 1271–1278, 2013. Citado na página 15.
- LIAO, Y.-C. *et al.* Shape modification of the boston brace using a finite-element method with topology optimization. *Spine*, v. 32, n. 26, p. 3014–3019, 2007. Citado na página 24.
- LIU, Z. *et al.* Additive manufacturing of specific ankle-foot orthoses for persons after stroke: A preliminary study based on gait analysis data. *Mathematical Biosciences and Engineering*, v. 16, n. 6, p. 8134–8143, 2019. Citado na página 15.
- LOTUFO, P. A. *et al.* Doença cerebrovascular no Brasil de 1990 a 2015: Global Burden of Disease 2015. *Revista Brasileira de Epidemiologia*, v. 20, p. 129–141, 2017. ISSN 1415-790X. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 17.

NEVISIPOUR, M.; HONEYCUTT, C. F. The impact of ankle-foot-orthosis (afo) use on the compensatory stepping response required to avoid a fall during trip-like perturbations in young adults: Implications for afo prescription and design. *Journal of Biomechanics*, v. 103, p. 109703, 2020. Citado na página 14.

PALLARI, J. *et al.* Design and additive fabrication of foot and ankle-foot orthoses. *21st Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference, SFF 2010*, p. 834–845, 01 2010. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 25.

PASCU, A. *et al.* Stress and strain field distribution in ankle-foot orthosis (afo) using fem. *Annals of DAAAM for 2009 & Proceedings of the 20th International DAAAM Symposium*, v. 20, n. 1, p. 801–802, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 9, 19 e 20.

POHL, M.; MEHRHOLZ, J. Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clinical Rehabilitation*, v. 20, p. 324–330, 2006. ISSN 0269-2155. Citado na página 14.

SYSTÈMES, D. *Topology and shape optimization with abaqus*. 2011. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 29.

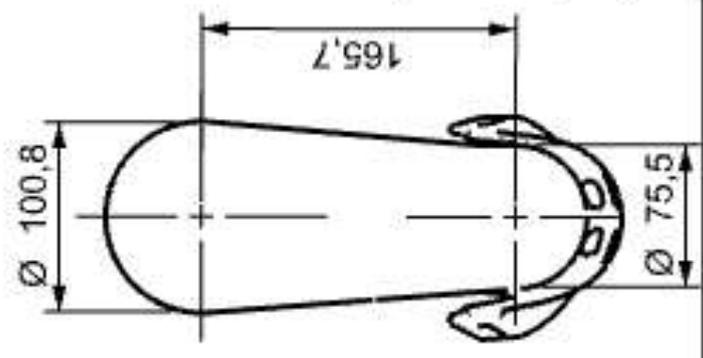
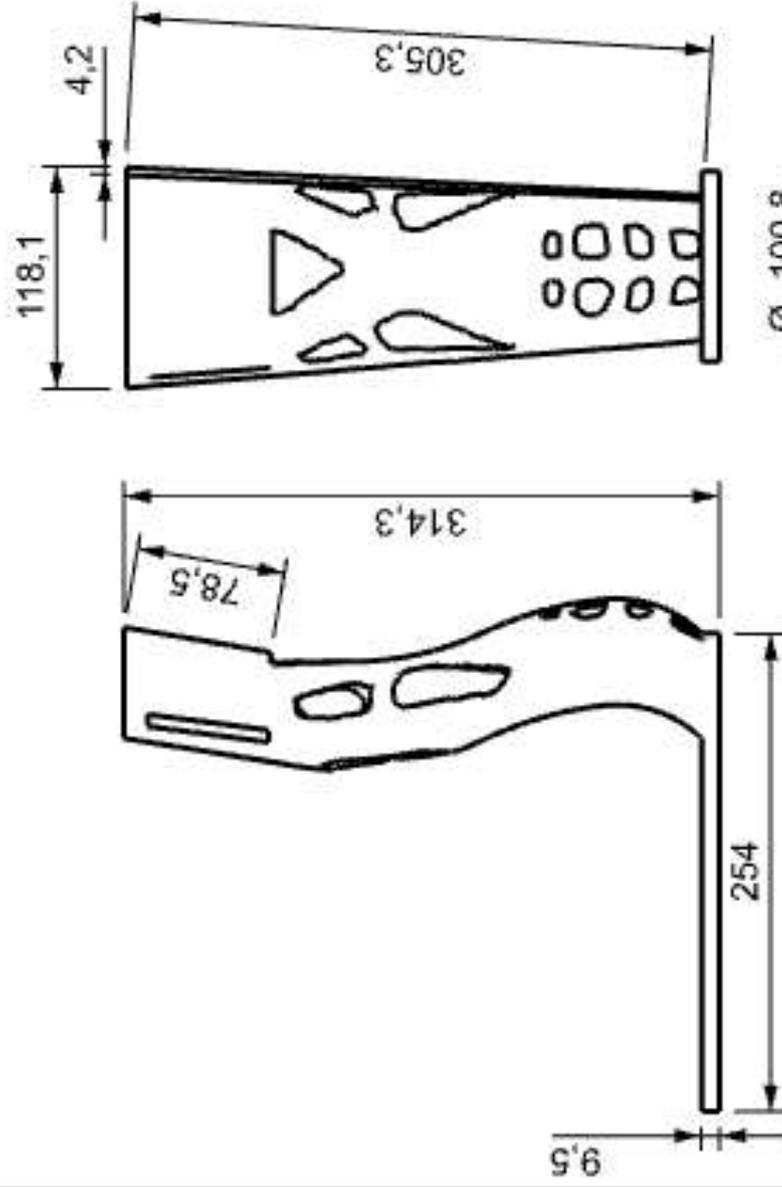
TOTAH, D. *et al.* Manufacturing choices for ankle-foot orthoses: A multi-objective optimization. *Procedia CIRP*, v. 65, p. 145–150, 2017. Citado na página 26.

TYSON, S.; SADEGHI-DEMNEH, E.; NESTER, C. A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. *Clinical Rehabilitation*, v. 27, n. 10, p. 879–891, Mar 2013. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 25.

WACH, A. *et al.* Assessment of mechanical characteristics of ankle-foot orthoses. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 140, n. 7, Jul 2018. Citado na página 19.

ZOU, D. *et al.* Experimental and computational analysis of composite ankle-foot orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 51, n. 10, p. 1525–1536, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.

**APÊNDICE A – DESIGN FINAL DA ÓRTESE AFO APÓS OTIMIZAÇÃO
TOPOLOGICA**



Órtese AFO Otimizada Topologicamente		Tamanho: A4
Desenhado por: Nathan		Folha 1 de 1
Unidade: mm	Escala 1:4	