

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Engenharia
Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica

Leonardo Pessoa Linhares Oliveira

**ANTEPROJETO DE UMA PRÓTESE PASSIVA DE PÉ FABRICADA POR
MANUFATURA ADITIVA**

Belo Horizonte
2022

Leonardo Pessoa Linhares Oliveira

**ANTEPROJETO DE UMA PRÓTESE PASSIVA DE PÉ FABRICADA POR
MANUFATURA ADITIVA**

Versão final

Dissertação apresentada ao Programa de Pós- graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro

Coorientador: Prof. Dr. Alexandre da Silva Scari

Área de concentração: Bioengenharia

Belo Horizonte
2022

O48a

Oliveira, Leonardo Pessoa Linhares.

Anteprojeto de uma prótese passiva de pé fabricada por manufatura aditiva [recurso eletrônico] / Leonardo Pessoa Linhares Oliveira . - 2022. 1 recurso online (70 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro.

Coorientador: Alexandre da Silva Scari.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 67-70.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses.
3. Biotecnologia - Teses. 4. Manufatura aditiva - Teses. 5. Métodos dos elementos finitos - Teses. 6. Prótese - Teses I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Scari, Alexandre da Silva. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621 (043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

FOLHA DE APROVAÇÃO

ANTE-PROJETO DE UMA PRÓTESE PASSIVA DE PÉ FABRICADA POR MANUFATURA ADITIVA

LEONARDO PESSOA LINHARES OLIVEIRA

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Orientador – Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Alexandre da Silva Scari (Coorientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Raphael Milanezi Andrade (Departamento de Engenharia Mecânica/UFES), e Dr. Rudolf Huebner (Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Dissertação aprovada no dia 08 de julho de 2022.



Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro, Professor do Magistério Superior**, em 19/07/2022, às 11:26, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alexandre da Silva Scari, Professor do Magistério Superior**, em 25/07/2022, às 18:07, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rudolf Huebner, Professor do Magistério Superior**, em 27/07/2022, às 18:48, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Raphael Milanezi de Andrade, Usuário Externo**, em 27/07/2022, às 19:49, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1592501** e o código CRC **F461A978**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus e meus pais que me ajudaram a começar meus estudos desde pequeno para que eu estivesse preparado para chegar até aqui e ter sido possível fazer esse trabalho.

Em segundo lugar agradeço ao meu orientador e ao meu coorientador por toda ajuda durante a execução dessa dissertação, tanto me guiando quanto corrigindo e dando sugestões para que o trabalho ficasse cada vez melhor.

Tive a ajuda de amigos especiais que me ajudaram quando tive algum problema com a utilização do software. O Daniel Borges de Oliveira me auxiliou bastante quando comecei a utilizar o Hypermesh e me auxiliou a corrigir todos os erros que davam no Latex e a Nayara Mendes Lacerda que também me auxiliou durante o uso do software e na elaboração dos artigos.

RESUMO

A manufatura aditiva é um processo de fabricação amplamente empregado para a produção de alguns componentes mecânicos, incluindo biotecnologias. A peça pode ser constituída de vários materiais, inclusive termoplásticos com diferentes propriedades mecânicas. As próteses são um exemplo de componente que pode ser desenvolvido dessa forma, incluindo as próteses passivas de pé. Para alcançar o objetivo, foram idealizadas quatro geometrias, que foram alteradas para alcançar o objetivo proposto. As geometrias propostas nesta dissertação possuem curvaturas, com a função de amortecer o impacto durante a caminhada. Quando a carga é aplicada na parte superior da prótese as curvaturas se deformam, igual uma mola, para amortecer o impacto. Os modelos foram simulados por Elementos Finitos, para analisar as respostas que ele forneceria após as aplicações das cargas. Durante cada simulação foram observados os pontos que poderiam ser alterados para aumentar o deslocamento e fornecer estabilidade para a prótese. O modelo final apresentou uma deformação de 8,775 mm, o que representa um crescimento de 3,19x em relação à deformação do primeiro modelo. Além disso, o modelo em PETG apresentou uma boa margem de segurança no modelo computacional, segundo o critério Tsai-Hill. Apenas após diversas simulações, foram prototipadas duas geometrias, uma em PLA e outra em PETG, para entender como cada uma se comporta quando a carga é aplicada. Ao final, foram realizados ensaios de compressão, com o objetivo de descobrir como seriam as respostas dos protótipos e comparadas aos modelos computacionais.

Palavras chaves: Manufatura aditiva, prótese, biotecnologias, Elementos Finitos.

ABSTRACT

Additive manufacturing is a widely used manufacturing process for the production of some mechanical components, including biotechnologies. The piece can be made up of various materials, including thermoplastics with different mechanical properties. Prostheses are an example of a component that can be developed in this way, including passive foot prostheses. To achieve the goal, four geometries were designed, which were altered to achieve the proposed goal. The proposed geometries in this thesis have curvatures, with the function of cushioning the impact during walking. When the load is applied to the top of the prosthesis, the curvatures deform, like a spring, to cushion the impact. The models were simulated using Finite Elements Model to analyze the responses they would provide after the application of loads. During each simulation, the points that could be changed to increase displacement and provide stability for the prosthesis were observed. The final model presented a deformation of 8,775 mm, which represents a growth of 3.19x in relation to the deformation of the first model. In addition, the PETG model presented a good margin of safety in the computational model, according to the Tsai-Hill criterion. Only after several simulations, two geometries were prototyped, one in PLA and one in PETG, to understand how each one behaves when the load is applied. Finally, compression tests were performed, with the objective of discovering how the prototypes would respond and comparing them to the computational models.

Key words: Additive manufacturing, prostheses, biotechnologies, Finite Elements Model

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ciclo da marcha humana.	16
Figura 2 – Músculos atuantes na marcha humana.	17
Figura 3 - Movimentos dos membros inferiores.	18
Figura 4 – Planos anatômicos.	19
Figura 5 – Pés articulados e não articulados.	22
Figura 6 - Tipos de pisada a) calcanhar primeiro, b) meio do pé primeiro e c) parte da frente primeiro.	23
Figura 7 – Níveis de amputação de membro inferior.	24
Figura 8 – Elemento tetraédrico linear.	26
Figura 9 – Elemento tetraédrico parabólico.	26
Figura 10 – Elemento hexaédrico linear.	27
Figura 11 – Elemento hexaédrico parabólico.	27
Figura 12 – Modos de propagação de trincas em materiais frágeis.	29
Figura 13 – Critério de falha Coulomb-Mohr.	30
Figura 14 – Fluxograma do trabalho.	33
Figura 15 – Montagem da primeira versão do pé protético com o chão.	35
Figura 16 – Esboço da primeira geometria proposta.	35
Figura 17 - Aplicação de forças e engaste na primeira geometria estudada.	37
Figura 18 – Região de contato entre a prótese e o chão.	38
Figura 19 - Desenho do perfil e das dimensões da primeira geometria.	39
Figura 20 - Desenho da segunda geometria proposta.	39
Figura 21 - Esboço da terceira geometria com dimensões.	40
Figura 22 - Esboço da quarta e última geometria.	40
Figura 23 – Impressora 3D Voxelizer.	42
Figura 24 – Máquina de ensaio de compressão.	43
Figura 25 – Deslocamento apresentado após a simulação da primeira geometria.	44
Figura 26 – Distribuição de tensões na primeira geometria.	45
Figura 27 – Movimento de reação indesejável da prótese à carga aplicada.	46
Figura 28 – Condições de contorno da segunda geometria.	47
Figura 29 – Distribuição de deformações na segunda geometria proposta.	48
Figura 30 – Deformação na prótese no momento de deformação máxima.	48
Figura 31 – Ponto de concentração de tensão que existia na segunda geometria.	49

Figura 32 - Inclinação do tornozelo após a aplicação da carga.	50
Figura 33 – Deformação da terceira geometria.	51
Figura 34 – Esboço da quarta geometria.	51
Figura 35 – Condições de contorno da quarta geometria.	52
Figura 36 – Distribuição de deformação na quarta geometria.....	52
Figura 37 – Deformação máxima na quarta geometria.	53
Figura 38 – Distribuição de deslocamento no modelo com o PLA.....	55
Figura 39 – Posição de impressão.	56
Figura 40 – Geometria impressa em PLA.	57
Figura 41 – Geometria em PLA antes da aplicação da carga.....	57
Figura 42 – Geometria em PLA durante a aplicação da carga.	58
Figura 43 – Força por deformação da prótese em PLA.....	59
Figura 44 – Força por deformação da prótese em PLA até a ruptura.....	59
Figura 45 – Prótese em PLA rompida.	60
Figura 46 – Prótese antes da aplicação da carga de 1.500 N.....	60
Figura 47 – Deformação da prótese em PETG com carga aplicada de 1.500 N.	61
Figura 48 – Força por deformação da prótese em PETG.	61
Figura 49 – Força por deformação da prótese em PETG até a ruptura.	62
Figura 50 – Prótese em PETG rompida.....	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Exemplos de pés protéticos encontrados.	21
Tabela 2 – Características dos elementos tetraédricos.	25
Tabela 3 – Características dos elementos hexaédricos.	26
Tabela 4 – Propriedades do PETG.	36
Tabela 5 – Propriedades das impressões PLA e do PETG.	42
Tabela 6 – Cálculo do Tsai-Hill para a primeira simulação.	45
Tabela 7 – Cálculo do Tsai-Hill para a segunda simulação.	49
Tabela 8 – Cálculo do Tsai-Hill para o modelo em PETG.	53
Tabela 9 – Deformação e Tsai-Hill dos modelos de PETG.	54
Tabela 10 – Propriedades do PLA usadas na simulação.	54
Tabela 11 – Cálculo do Tsai-Hill para o modelo em PLA.	55
Tabela 12 – Deslocamento para os materiais: PETG e PLA.	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D – Três dimensões

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

Al – Alumínio

AVC – Acidente Vascular Cerebral

CAD – Computer Aided Design

FEM – Finite Element Method

J – Joules

PETG – Politereftalato de Etileno Glicol

PLA – Ácido Polilático

PMR – Pessoas com mobilidade reduzida

SACH – Solid Ankle Cushion Heel

SAFE – Solid Ankle Flexible Endoskeletal

SUS – Sistema Único de Saúde

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

LISTA DE SÍMBOLOS

E1 – Módulo de elasticidade na direção 1

E2 – Módulo de elasticidade na direção 2

E3 – Módulo de elasticidade na direção 3

F – Força

G12 – Módulo de cisalhamento 12

G23 – Módulo de cisalhamento 23

G31 – Módulo de cisalhamento 31

k – Constante da mola

K – Deslocamento

S – Resistência ao cisalhamento

T – Trabalho

X – Resistência longitudinal

Y – Resistência transversal

ν_1 – Poisson na direção 1

ν_2 – Poisson na direção 2

ν_3 – Poisson na direção 3

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
1.1 Objetivo	13
1.1.1 Objetivos específicos.....	14
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.2 Planos anatômicos	19
2.3 Tecnologia assistiva.....	20
2.4 Pé protético	20
2.5 Amputações	23
2.6 Elementos finitos	24
2.6.1 Elementos tetraédricos.....	25
2.6.2 Elementos hexaédricos	26
2.7 Critérios de falhas.....	27
2.8 Armazenamento de energia	31
2.9 Plásticos para manufatura aditiva por impressão 3D.....	31
3 METODOLOGIA.....	33
3.1 Estudo e definição da geometria da prótese	34
3.2 Elaboração do modelo Computer Aided Design (CAD).....	34
3.3 Escolha dos materiais	36
3.4 Análise por elementos finitos	37
3.5 Sequência da elaboração dos modelos	38
3.6 Tensão – deformação.....	41
3.7 Ensaio mecânicos.....	42
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	44
4.1 Modelo computacional	44
4.1.1 Resumo dos modelos.....	53
4.1.2 Adaptando o modelo para o PLA	54

4.2 Manufatura aditiva e ensaio de compressão	56
5 CONCLUSÃO.....	63
5.1 Sugestão para trabalhos futuros	64

1 INTRODUÇÃO

Amputação é o termo utilizado para se referir à cirurgia de retirada parcial ou completa de algum membro de uma pessoa. Esse procedimento é decorrente de diversas condições de saúde, como diabetes, ou de acidentes graves (BARAÚNA, 2006; WINDRICH, 2016).

Além disso, após uma amputação diversos indivíduos irão utilizar uma prótese para realizar tarefas cotidianas. No entanto, é necessário um processo de reabilitação e adaptação, para que o paciente aprenda a conviver com a prótese especificada. Outra possível causa do uso de próteses são problemas congênitos, ou seja, quando o indivíduo nasce sem algum membro.

Por causa dessa demanda, existem diversos modelos de próteses, que são capazes de substituir membros. Os mais comuns são os de membros inferiores, pois são os mais amputados.

Um dos exemplos de próteses muito utilizados são as de pé, que possuem diversos exemplares para várias aplicações. Existem modelos específicos para corrida e outros para atividades cotidianas, como subir escadas (WOLF, 2013; WU, 2017). Cada um deles possui características específicas, que os tornam mais qualificados para desempenhar a função para a qual foi idealizado.

As próteses podem ser passivas, semiativas ou ativas. Sendo que as passivas não possuem atuador para auxiliar os movimentos, enquanto as ativas possuem sistemas que auxiliam o paciente a realizar a tarefa estabelecida. O processo de fabricação delas muitas vezes requer maquinário e ferramentas sofisticadas. Por esse motivo, muitas pesquisas buscam o desenvolvimento de modelos com métodos de produção alternativos.

A manufatura aditiva de polímeros é um dos processos que podem alterar a forma com que muitos modelos são produzidos. Esse processo consiste na adição de camadas de plástico sucessivamente, até que o produto seja finalizado, tornando possível a customização do modelo para situações específicas (KUMAR, 2018).

1.1 Objetivo

O objetivo desta dissertação é desenvolver uma geometria para uma prótese passiva de pé, que possa ser fabricada por manufatura aditiva de polímeros. O modelo deve possuir curvaturas que desempenhem a função de amortecimento e tornem a sua utilização mais confortável para o paciente. O protótipo deve ser simulado pelo método dos elementos finitos, utilizando os materiais escolhidos, para entender o comportamento quando aplicadas as

condições de contorno. Além disso, a geometria deve ser submetida a ensaios que validem se o protótipo resiste aos esforços.

1.1.1 Objetivos específicos

- Desenvolver o anteprojeto estrutural de uma prótese passiva de pé;
- Definir curvaturas que proporcionam o amortecimento apropriado para ajudar o usuário durante a marcha;
- Construir um modelo computacional em um software de elementos finitos para avaliação estrutural da prótese durante a realização de movimentos diversos da vida diária;
- Fabricar um protótipo por manufatura aditiva de polímeros, usando materiais disponíveis no mercado;
- Submeter o protótipo a ensaios de compressão para ver o comportamento quando aplicadas as condições de contorno.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A marcha humana é de extrema importância para a vida cotidiana de uma pessoa, sendo que as pessoas que sofreram a amputação transfemoral, como consequência de algum problema de saúde ou acidente, apresentam algumas alterações prejudiciais em seu comportamento. Por exemplo, cerca de 55% das quedas em idosos se devem a alguma alteração na marcha e elas são as principais causas de lesões fatais e não fatais nessa população (KIRKWOOD, 2006).

Além da caminhada, os seres humanos desempenham ao longo do dia diversas outras atividades, por exemplo, uma pessoa realiza o processo de assentar/levantar, cerca de 60 vezes por dia. Amputações e traumas podem prejudicar a marcha de uma forma significativa e resultar na perda de eficiência. Além disso, a maioria das próteses não ajudam o usuário a realizar a força necessária para desempenhar estas atividades, o que acaba sobrecarregando o joelho saudável e ocasionando lesões (HIGHSMITH, 2011).

Por estas razões, o estudo da marcha é muito importante em processos de reabilitação de pacientes portadores de algum tipo de deficiência. Além de auxiliar nas recomendações cirúrgicas, de pós-operatório e na escolha de uma prótese adequada (PAOLUCCI, 2013).

A marcha humana é formada por uma sequência de movimentos necessários para deslocar o corpo com estabilidade. Nela, o indivíduo movimenta o centro de gravidade para frente e a fim de evitar a queda, uma das pernas faz o movimento na mesma direção restaurando o equilíbrio. Dessa forma, a marcha pode ser caracterizada como sendo sucessivas perdas e a recuperação do equilíbrio. Durante o ciclo uma série de forças de reação são observadas em músculos, ossos, tendões, entre outros, esses devem ser capazes de resistir a todos esses esforços (KIRKWOOD, 2006; LOTERIO, 2015; PAOLUCCI, 2013).

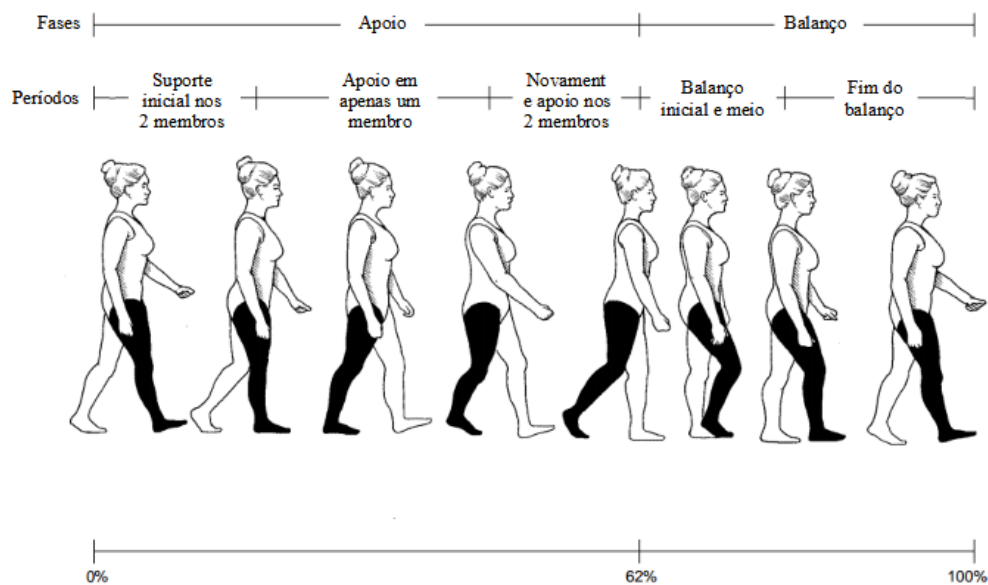
Durante a deambulação, a massa do indivíduo e a aceleração da gravidade geram uma força no solo, o que responde de acordo com a Terceira Lei de Newton. Isso gera uma força de reação que está distribuída na planta do pé, que quando o indivíduo está parado na posição vertical, pode ser representada de acordo com a Segunda Lei de Newton. Esta representação se dá por um vetor unidirecional, porém durante a marcha este vetor passa a ter componentes nas três direções, sendo a componente vertical a de maior intensidade (PAOLUCCI, 2013).

Existem duas fases, a de apoio (62%) e a de balanço (38%), e sete subfases que compõem a marcha. O ciclo é descrito em percentual começando em 0%, momento em que o primeiro pé toca o chão, e termina em 100% com o mesmo pé tocando o chão. Neste momento ocorre a preparação para reiniciar o processo. Na Figura 1, o ciclo começa com o apoio do pé

direito e termina com ele tocando o solo novamente. Por sua vez, as subfases são marcadas por dois eventos que as dividem. Os números de 1 a 4 são subfases da fase de apoio e os de 5 a 7 pertencem a de balanço, conforme Figura 1 (CHAMBERS, 2002).

1. 0% - O ciclo começa quando o pé direito toca o chão (Foot strike);
2. 12% - O dedão esquerdo sai do chão (Opposite toe-off);
3. 50% - O pé esquerdo toca o chão (Opposite foot strike);
4. 62% - O dedão do pé direito sai do chão (Toe-off);
5. 75% - O pé direito está livre (Foot clearance);
6. 85% - Tíbia vertical (Tíbia vertical);
7. 100% - O ciclo termina quando o pé direito toca novamente o chão (Foot strike).

Figura 1 – Ciclo da marcha humana.



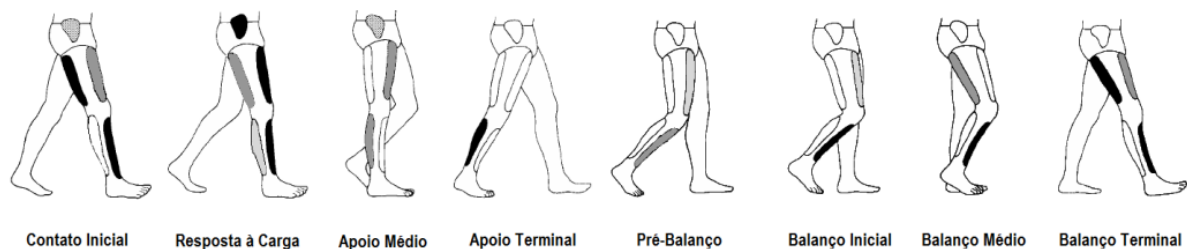
Fonte: Adaptado de Chambers (2002).

Outra forma de estudar a marcha, segundo Martinez-Villalpando (2009), onde estão descritas 5 etapas para o processo de andar. A primeira etapa (15% do ciclo) consiste no ato de flexionar o joelho, que é responsável pela absorção do impacto. Após a flexão máxima (15% - 42% do ciclo) ser atingida, o joelho começa a se estender até sua amplitude máxima. A terceira etapa (42% - 62% do ciclo) é o momento que começa a movimentação da outra perna, então o apoio é trocado e a perna, que até então era responsável pelo apoio, começa a flexionar. Na quarta etapa (62% - 73% do ciclo) o joelho sai do chão e continua a sua flexão. Por fim, na

quinta etapa (73% - 100% do ciclo) o joelho se estende até seu máximo, então o pé atinge o chão e começa o ciclo novamente.

Deambular é uma atividade que envolve diversos agrupamentos musculares, ossos e rotação de algumas articulações, concomitante à atuação de diversas forças e momentos que agem sobre o corpo. Na Figura 2 são representadas a ativação dos grupos musculares específicos em cada fase. É possível observar qual músculo está atuando, a partir das tonalidades de cores, sendo o preto, mais ativo; hachurado, intermediário; e branco, quiescente (LOTÉRIO, 2015).

Figura 2 – Músculos atuantes na marcha humana.

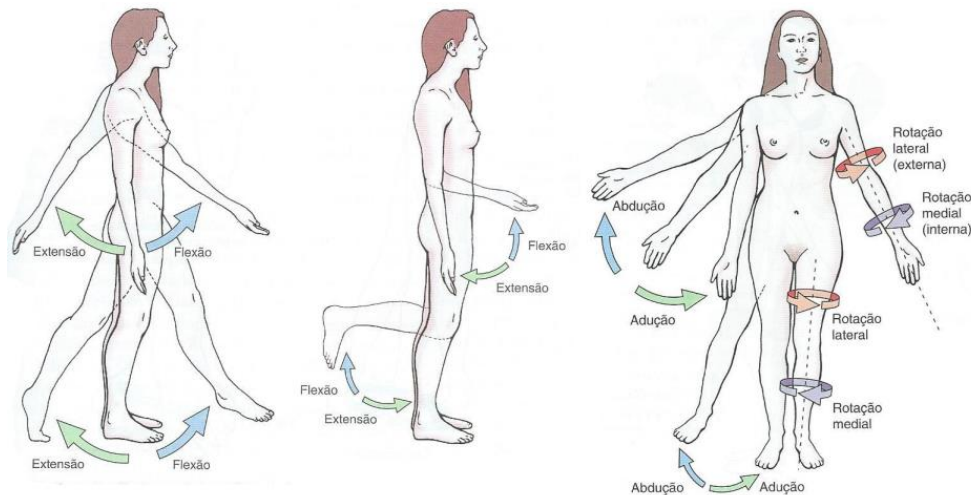


Fonte: Loterio (2015).

Já a descrição dessas forças e momentos é chamada de dinâmica que incluem as forças de reação do chão e o momento torsor, que por sua vez é definido pelos centros de massa das articulações (CHAMBERS, 2002). Para fazer essa análise, o paciente é instruído a andar em uma passarela com placas de pressão que medem a força vertical, o cisalhamento, a tensão médio lateral e o torque, para a comparação com valores nominais (CHAMBERS, 2002).

Enquanto isso, a cinemática mede os movimentos das articulações ou de segmentos específicos. Existem seis movimentos que são de extrema importância para o ciclo da marcha: rotação pélvica, obliquidade pélvica, flexão do joelho no apoio, movimento do pé e do tornozelo, deslocamento lateral pélvico e rotação axial das extremidades pélvicas. A Figura 3 mostra todos os movimentos anatômicos dos membros inferiores, além dos citados (MOORE, 2011). Caso dois ou mais desses movimentos determinantes estejam prejudicados, a perda na eficiência da marcha é inevitável (CHAMBERS, 2002).

Figura 3 - Movimentos dos membros inferiores.



Fonte: Adaptado (MOORE, 2011).

Com o intuito de avaliar qualquer anormalidade e analisar a eficiência da marcha do paciente, é necessário examinar a região pélvica, o joelho, o pé, as pernas enquanto ele anda no sentido do observador e no sentido oposto. Em uma observação simples as anormalidades rotacionais, nos planos transversais, podem ser confundidas com problemas sagitais e coronais. Por isso, a observação visual, mesmo feita por um profissional qualificado, nem sempre é eficiente, uma vez que ela pode gerar confusões em relação aos planos (CHAMBERS, 2002).

A análise tridimensional é a única forma de reduzir essa ambiguidade de observação. Ela é executada em laboratório com o uso de câmeras que filmam o paciente andando em uma passarela, para posterior análise em câmera lenta. Por isso, o ideal é optar por uma investigação computadorizada, a fim de mensurar a eficiência da marcha do paciente e traçar um plano de ação para a devida correção, caso seja necessário. Esta análise é muito importante para saber quais intervenções devem ser feitas (CHAMBERS, 2002).

Outro motivo que evidencia a importância de identificar as características da marcha é que os resultados obtidos com o estudo dela podem fornecer diversas informações sobre o indivíduo, como idade, gênero e patologias (PAOLUCCI, 2013). Em seu estudo, Chambers (2002), descreveu a diferença na velocidade de uma criança de 7 anos de idade em relação à de um adulto de mais de 40 anos. O primeiro anda com uma velocidade média de 14 cm/s ou 143 passos/min, enquanto o segundo se desloca em 123 cm/s ou 114 passos/min.

As pessoas saudáveis andam em média 6.500 passos em ambientes urbanos por dia, com uma velocidade média de 1,3 m/s (WINDRICH, 2016) e uma frequência abaixo de 100 Hz (PAOLUCCI, 2013). Anomalias na marcha causam sobrecarga nos músculos de forma

desnecessária e sua correção contribui para a redução do consumo de energia metabólica. Este dispêndio também está relacionado com a velocidade que os ciclos são executados, sendo que as velocidades mais econômicas de energia estão entre 1,2 e 1,3 m/s.

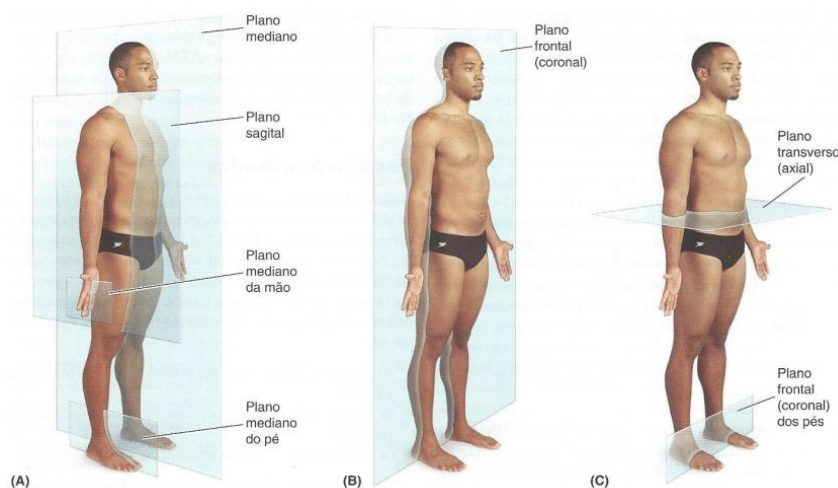
Existem três formas de medir o gasto de energia: através do consumo de oxigênio, da aferição da frequência cardíaca ou pelo trabalho realizado para pressionar a placa (CHAMBERS, 2002). A mensuração desse consumo é uma ótima forma de estabelecer a performance da marcha de uma pessoa. Algumas causas que levam os indivíduos a terem um consumo maior de energia enquanto andam são paralisia cerebral, amputação de membros inferiores e AVC (DAL, 2010).

2.2 Planos anatômicos

Os planos anatômicos são utilizados nas análises que envolvem a anatomia humana, sendo: sagital, frontal e transversos. Os itens a seguir detalham a função de cada um deles e a Figura 4 os ilustra (MOORE, 2011). Para o desenvolvimento da prótese foram definidos os planos XY (planos transversos), XZ (plano frontal) e YZ (plano sagital).

- Plano sagital: é o plano que divide o corpo em direita e esquerda;
- Plano frontal (coronal): é o plano que divide o corpo nas partes frontal e dorsal;
- Plano transversos: é o plano que divide o corpo em superior e inferior.

Figura 4 – Planos anatômicos.



Fonte: Moore (2011).

2.3 Tecnologia assistiva

Tecnologia assistiva é definida como o conjunto de inteligências que têm a função de auxiliar tarefas realizadas por um indivíduo, independente se o ele é amputado ou não. Elas devem ser produzidas de acordo com padrões e exigências legais da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) (SILVA, 2014).






As órteses são um exemplo de tecnologia assistiva, que consistem em aparelhos com função de suprir ou corrigir alguma alteração funcional em um órgão ou membro que apresenta algum tipo de mal funcionamento. Neste caso, o aparelho se destina ao órgão ou ao membro presentes no corpo do paciente (SILVA, 2014). Já as próteses, outro exemplo de tecnologia assistiva, são elementos artificiais fabricados para substituir algum membro em seres humanos e até mesmo em animais.

Um exemplo proeminente de tecnologia assistiva é o exoesqueleto, que já em 1960 era estudado, mas apenas nas últimas décadas existiram avanços que proporcionaram seu uso. Ele proporciona que um soldado consiga carregar muito mais peso, andar mais rápido e por mais tempo, com um menor consumo de energia. Outra finalidade seria permitir que pessoas com mobilidade reduzida (PMR) possam realizar atividades que previamente não eram capazes (BOGUE, 2009).

2.4 Pé protético

O pé é um dos tipos de prótese complexos devido à quantidade de funções que ele pode desempenhar e aos mais variados modelos existentes. Normalmente, este membro é fabricado com fibra de carbono e possui um formato de J, uma geometria capaz de armazenar e liberar energia, o que auxilia o usuário a realizar menos esforços durante as atividades cotidianas. A Tabela 1 demonstra alguns modelos de pés protéticos encontrados na literatura (SAWERS, 2011).

Tabela 1 – Exemplos de pés protéticos encontrados.

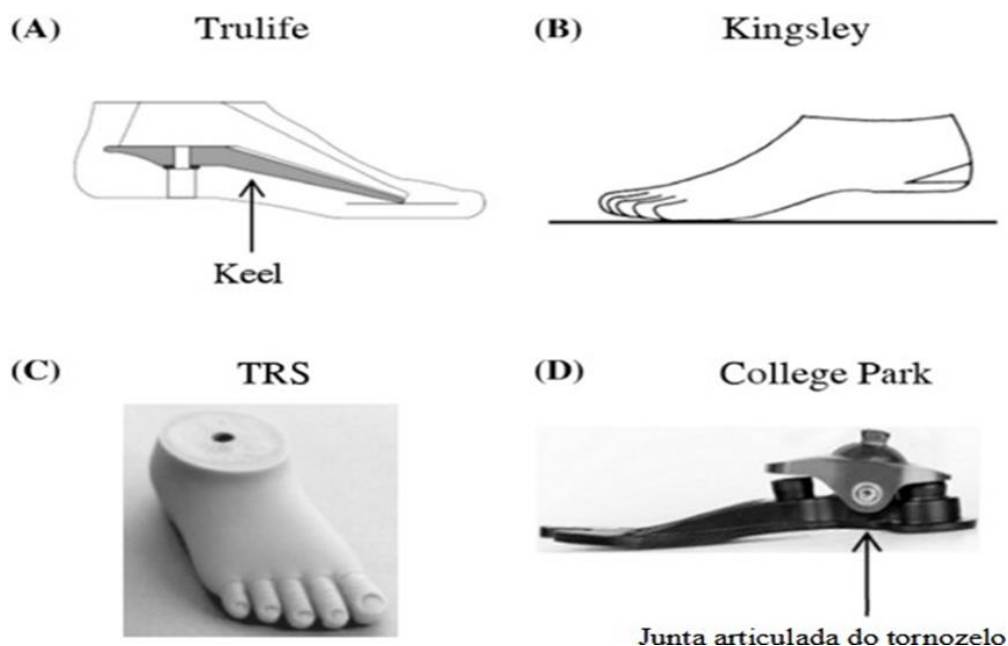
Número	Geometria	Tipo	Fabricante	Massa	Material
1 ^o		NA-ESR	Pacifica (<i>Freedom Innovations; Irvine, CA</i>)	469 g	Fibra de carbono
2 ^o		NA-ESR	Highlander (<i>Freedom Innovations; Irvine, CA</i>)	530 g	Fibra de carbono
3 ^o		NA-ESR	Senator (<i>Freedom Innovations; Irvine, CA</i>)	549 g	Fibra de carbono
4 ^o		NA-ESR	Sierra (<i>Freedom Innovations; Irvine, CA</i>)	563 g	Fibra de carbono
5 ^o		NA-ESR	Seattle litefoot (<i>Seattle Systems; Puolsbo, WA</i>)	594 g	Delrin

Fonte: Adaptado de Sawers (2011).

Os modelos podem ser classificados pela existência ou pela falta de articulações no tornozelo. A Figura 5 ilustra alguns exemplos de próteses que possuem e que não possuem os movimentos articulados no tornozelo. O objetivo das articulações é proporcionar mais graus de liberdade, conferindo maior conforto ao usuário, principalmente em pisos mais irregulares. Os modelos que possuem articulações são conhecidos como *Solid Ankle Flexible Endoskeletal* (SAFE), enquanto os que não as possuem *Solid Ankle Cushion Heel* (SACH) (TABOGA, 2017).

Os amortecimentos presentes no tornozelo da maioria das próteses passivas são apenas molas para auxiliar no ciclo. Por este motivo, foram desenvolvidas diversos desses equipamentos com amortecimento ativo, a fim de adaptá-lo às diversas situações vivenciadas pelos usuários. O conjunto com todos os elementos que o compõem devem possuir um peso mais próximo possível ao biológico (HERR, 2012).

Figura 5 – Pés articulados e não articulados.



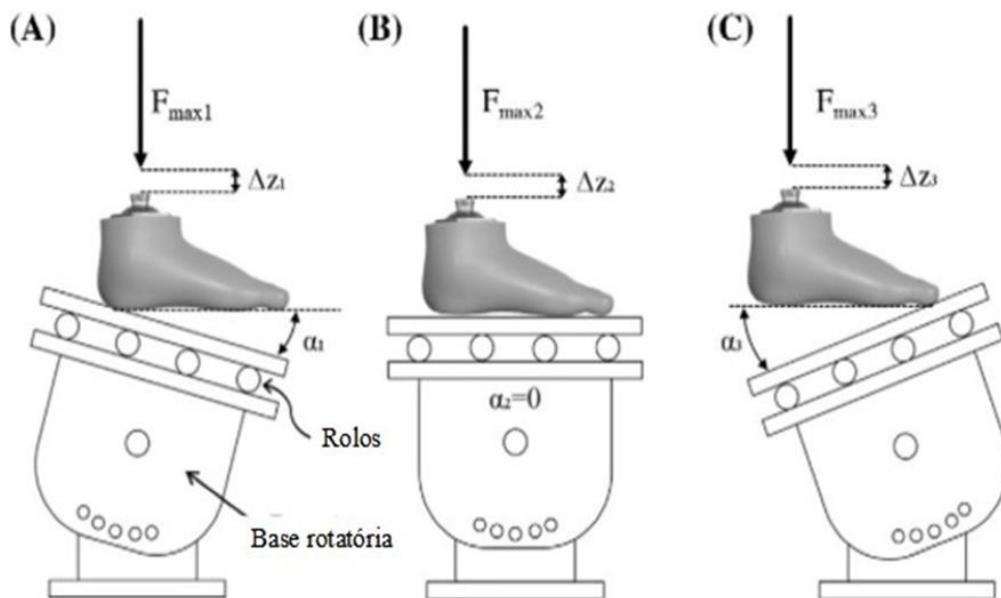
Fonte: Taboga (2017).

Como o pé é o componente responsável por receber e distribuir as forças de reação do solo com o restante da prótese é necessário compreender a influência das pisadas e das suas devidas forças de reação. Por exemplo, para crianças de 2 a 3 anos, com pesos de 9,2 a 13,2 kg, a força de reação média realizada pelo chão para não amputadas foi de 104,7 N (TABOGA, 2017).

A força de reação depende da massa do indivíduo e da forma com que o pé encosta no chão. A Figura 6 mostra três momentos da pisada, sendo o primeiro quando o calcanhar toca o solo, seguido quando a planta do pé toca completamente e por último quando a parte frontal pressiona a placa, de forma que para cada pisada, foram registradas forças médias diferentes. Normalizando os valores encontrados em relação ao peso, foram encontrados os valores 1,25, 1,03, 0,95 N/kg respectivamente (TABOGA, 2017).

O estudo das forças em relação à forma do paciente pisar possibilita que sejam calculadas as rigidezes axiais elásticas para cada situação. No teste realizado pelos autores foi possível determinar os seguintes resultados: para o contato com o calcanhar 35,2 kN/m, para o meio do pé 121,8 kN/m e com a parte da frente do pé 11,8 kN/m. As rigidezes tanto torcionais, quanto axiais são importantes, pois afetam o consumo de energia metabólica e muitas vezes não são fornecidas pelos fabricantes (TABOGA, 2017).

Figura 6 - Tipos de pisada a) calcanhar primeiro, b) meio do pé primeiro e c) parte da frente primeiro.



Fonte: Taboga (2017).

2.5 Amputações

Amputação é o termo utilizado para se referir à remoção de um membro do corpo que sofreu alguma doença ou acidente, podendo ela ser total ou parcial. A cirurgia para a retirada do membro pode ser classificada como eletiva, quando é em função de uma má formação, ou de urgência, devido a traumas ou a infecções graves.

O SUS estima que cerca de 85% das amputações em humanos são de membros inferiores, sendo 53% transtibiais e 39% transfemorais. Algumas das razões de amputação são a disfunção vascular (72%), infecções (8%), trauma (7%) (BARAÚNA, 2006; WINDRICH, 2016; DA SAÚDE, 2013).

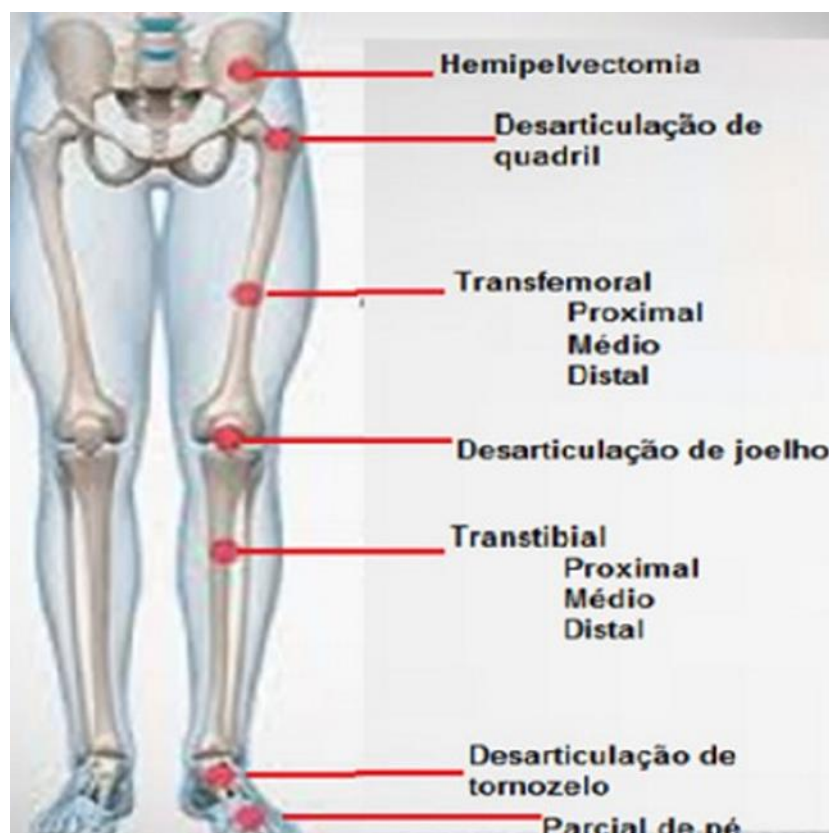
Após a amputação o indivíduo passa pelo processo de reabilitação, envolvendo diversos profissionais de saúde, para reaprender a realizar movimentos considerados básicos. Apesar disso, ele sempre terá restrições em relação a um não amputado, com o aumento da energia metabólica consumida em atividades cotidianas e a diferença de velocidades envolvidas em caminhadas (MARTINEZ-VILLALPANDO, 2009).

Um problema que afeta pessoas que sofreram amputação de membro inferior é o desequilíbrio, sendo que as oscilações no plano sagital (direita e esquerda) são maiores que as oscilações no plano frontal (frente e trás). O desequilíbrio tende a ocorrer para o lado do membro saudável, que apresenta maior massa, entretanto ele reduz com o tempo devido a

adaptação do paciente com a prótese. Durante o período de adequação, o paciente pode sofrer quedas que muitas vezes resultam em fraturas graves (BARAÚNA, 2006).

A amputação do membro inferior pode ser dividida em 3 tipos, sendo terço proximal, terço médio e terço distal, conforme Figura 7. Quanto mais curto o coto mais difícil encontrar uma solução para restaurar a mobilidade do paciente pela maior a abdução do quadril, por isso o coto deve ser o mais comprido possível para que aumente o braço de alavanca (DO SEGURO SOCIAL, 2017).

Figura 7 – Níveis de amputação de membro inferior.



Fonte: do Seguro Social (2017).

2.6 Elementos finitos

O método de elementos finitos (MEF) é amplamente utilizado para simulações de componentes mecânicos pela sua capacidade de realizar análises computacionais, discretizando partes complexas em diversos elementos e nós. A teoria pode ser empregada em projetos de transferência de calor, mecânica dos fluidos, mecânica dos sólidos, desenvolvimento de próteses, entre outros (FISH, 2007).

A modelagem de um componente é realizada seguindo os passos abaixo:

1. Pré-processo: subdividir um elemento contínuo em elementos finitos;

2. Formulação de elemento: desenvolver as equações para os elementos;
3. Montagem: a partir das equações, desenvolver as equações globais do sistema;
4. Resolver as equações;
5. Pós-processo: determinar as análises desejadas, tensão, deformação.

O desenvolvimento da malha é uma das etapas mais complexas de ser realizada, pois existem diversos testes de refino e de convergência de malha que são aplicados. Os elementos não podem ser muito grandes, pois os resultados são menos precisos, mas quando a malha é refinada demais, os elementos podem se distorcer e gerar resultados que não refletem a realidade. Para não consumir recursos computacionais desnecessários, geralmente as malhas são mais refinadas em regiões de interesse e ficam com elementos maiores nas regiões que não são analisadas (KUMAR, 2014).

Quando o objetivo é simular uma geometria sólida são usados elementos 3D (sólidos) isoparamétricos. Eles podem variar quanto a sua forma, sendo as mais comuns tetraédricos e hexaédricos.

2.6.1 Elementos tetraédricos

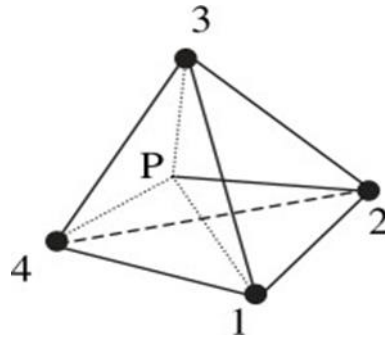
Este tipo de elemento é o mais utilizado por ser mais simples que os hexaédricos. geometrias mais complexas, os modelos que utilizam esse elemento estão menos sujeitos a erros. A Tabela 2 mostra as características do elemento tetraédrico e as Figura 8 e Figura 9 mostram as formas linear e quadrática respectivamente (SCARI, 2012).

Tabela 2 – Características dos elementos tetraédricos.

	Linear	Parabólico
Número de nós	4	10
Graus de liberdade/nó	3	3
Graus de liberdade do elemento	12	30
Coefficientes desconhecidos no polinômio	12	30

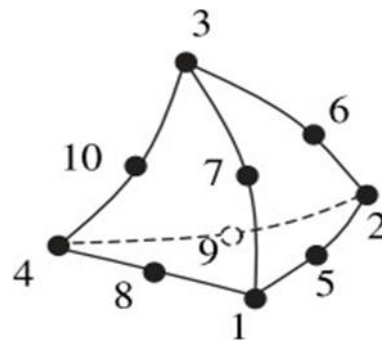
Fonte: Fish (2007).

Figura 8 – Elemento tetraédrico linear.



Fonte: Fish (2007).

Figura 9 – Elemento tetraédrico parabólico.



Fonte: Fish (2007).

2.6.2 Elementos hexaédricos

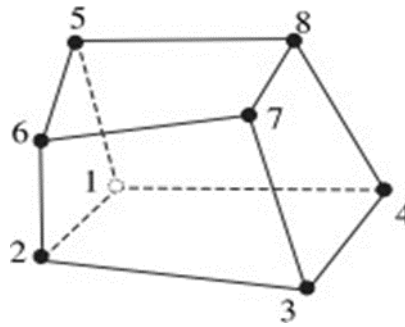
Os elementos hexaédricos são mais complexos de serem usados, pois necessitam de um tratamento adicional. Da mesma forma que os elementos tetraédricos, eles possuem duas subdivisões de classificação, sendo as características mostradas na Tabela 3. As Figura 10 e Figura 11 mostram como estão posicionados os nós no elemento e sua forma.

Tabela 3 – Características dos elementos hexaédricos.

	Linear	Parabólico
Número de nós	8	20
Graus de liberdade/nó	3	3
Graus de liberdade do elemento	24	60
Coefficientes desconhecidos no polinômio	12	30

Fonte: Fish (2007).

Figura 10 – Elemento hexaédrico linear.



Fonte: Fish (2007).

Figura 11 – Elemento hexaédrico parabólico.



Fonte: Fish (2007).

2.7 Critérios de falhas

A falha pode ser definida como a separação do elemento em várias partes, a distorção da geometria ou a perda de propriedades mecânicas. Ela pode ser agravada quando há a existência de algum fator de risco, por exemplo, a concentração de tensão. Para mensurá-la é utilizado a razão K , entre a tensão máxima e a tensão nominal, quando as tensões se igualam não há concentração de tensão, portanto, não existe esse fator de risco (BUDYNAS & NISBETT, 2016).

Com o intuito de obter resultados fidedignos à realidade, as simulações computacionais devem ser realizadas em condições semelhantes às executadas nos ensaios físicos. Por este motivo, a escolha adequada do critério de falha é importante, devendo considerar características do material, da geometria, se é isotrópico ou não e se é dúctil ou frágil. Alguns materiais se comportam de maneira diferente quando são submetidos a tração ou a compressão, isto pode mudar inclusive a escolha do critério de falha ideal a ser empregado (BUDYNAS & NISBETT, 2016).

Os principais critérios de falha podem ser divididos entre para materiais dúcteis ou frágeis. A seguir ambos foram listados, mas nessa dissertação somente os para materiais frágeis estão descritos, uma vez que foram os utilizados (BUDYNAS & NISBETT, 2016).

Materiais dúcteis:

- Tensão de cisalhamento máxima – Tresca ou Guest;
- Energia de distorção (Von Misses);
- Coulomb-Mohr dúctil.

Materiais frágeis:

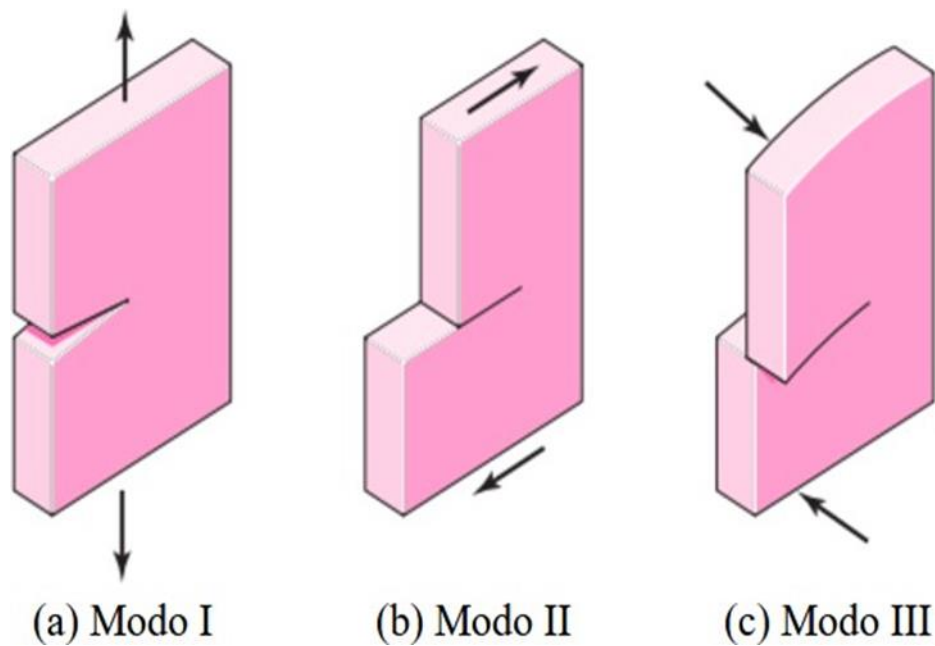
- Tensão normal máxima;
- Coulomb-Mohr frágil;
- Mohr modificado;
- Tsai-Wu (LACERDA, 2021);
- Tsai-Hill (LACERDA, 2021).

Para que um material seja classificado como frágil, a fratura deve possuir uma deformação verdadeira de 0,05 ou menos, porém para algumas condições específicas, materiais dúcteis podem apresentar fratura frágil (BUDYNAS & NISBETT, 2016).

Para que a falha ocorra é necessário o surgimento de uma trinca, que se propaga até o estágio final. Embora isto pareça instantâneo, este processo leva algum tempo. A trinca pode se propagar basicamente de três formas, conforme a Figura 12 – Modos de propagação de trincas em materiais frágeis., a) modo de propagação de abertura de trinca (o mais comum), b) modo de deslizamento (cisalhamento do plano) e c) modo de rasgamento (cisalhamento fora do plano) (BUDYNAS & NISBETT, 2016).

O fator de intensidade de tensão crítico é inerente ao material, ao modo da trinca, ao processamento do componente, à temperatura, à razão de carregamento e ao estado de carregamento no local da trinca. Quando a magnitude deste fator para o modo I alcança um valor crítico, tem início o processo que resulta na falha. Por este motivo, o projetista deve ter ciência das condições que podem colocar em risco a integridade de uma estrutura ou componente mecânico. Sendo alguns deles: a temperatura do elemento inferior da temperatura ambiente, a razão entre a resistência ao escoamento e a resistência última. Em relação ao último, uma razão alta indica uma pequena capacidade de absorver energia na região plástica, então têm maior probabilidade de fratura frágil (BUDYNAS & NISBETT, 2016).

Figura 12 – Modos de propagação de trincas em materiais frágeis.



Fonte: Budynas (2016).

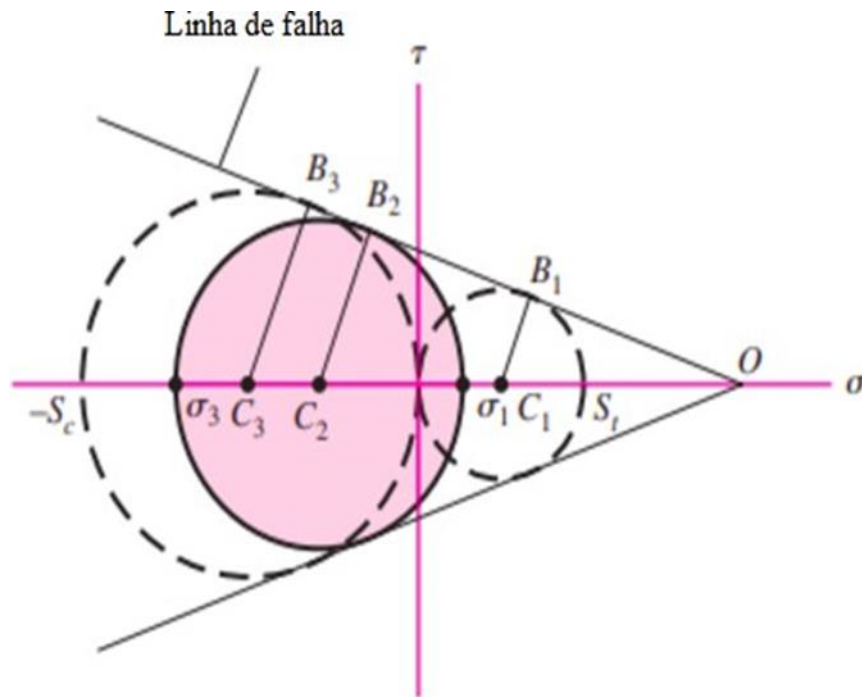
Tensão normal máxima

Esse critério de falha é descrito na literatura, mas não é muito utilizado na prática. Sua simplicidade não o torna muito confiável, portanto, existem teorias mais aceitas para serem empregadas. Segundo ele, a falha sempre ocorre quando qualquer uma das tensões principais supera a resistência mecânica do material.

Coulomb-Mohr

O uso deste critério é indicado para materiais que não tem a mesma resposta ao serem submetidos à tração ou à compressão. Para determinar quando a falha deve ocorrer, são desenvolvidos três círculos de Mohr, que quanto maior a carga aplicada, maior eles ficam. No momento em que os círculos tangenciam a linha de falha, a ruptura pode ocorrer. A Figura 13 ilustra as linhas e os círculos em um eixo cartesiano de tensão normal por tensão de cisalhamento.

Figura 13 – Critério de falha Coulomb-Mohr.



Fonte: Adaptado de Budynas (2016).

Tsai-Wu

O critério Tsai-Wu foi definido inicialmente para ser empregado em qualquer tipo de material anisotrópico e é muito utilizado para compósitos. Como sua equação é complexa e difícil de ser usada, ele não é aplicado para prever as falhas em plásticos de manufatura aditiva. A equação 1 é a fórmula genérica do critério, onde os tensores dependem do sentido da lâmina e da direção da fibra (VIGNOLI, 2020).

$$f_{tw} = H_{ij}(\sigma_{ij}) + H_i'jkl(\sigma_{ij})(\sigma_{kl}) \quad 1$$

Tsai-Hill

O método Tsai-Hill consiste em uma equação que é aplicável para prever as falhas em termoplásticos de manufatura aditiva e em materiais compósitos, por isso ele é conhecido como critério para materiais anisotrópicos. Em sua formulação, o critério considera as características da geometria e do material, sendo no denominador valores encontrados na literatura para cada um deles e no numerador outputs do software. A inequação 2 mostra que quando seu resultado for maior que 1 a falha deve ocorrer (ZHANG, 2018; YAO, 2019).

$$\frac{\sigma_1^2}{X^2} + \frac{\sigma_2^2}{Y^2} + \frac{\tau_{12}^2}{S^2} - \frac{\sigma_1 \sigma_2}{X^2} \leq 1 \quad 2$$

Onde:

X - resistência longitudinal;

Y - resistência transversal;

S - resistência ao cisalhamento;

σ_1 - tensão principal 1;

σ_2 - tensão principal 2;

τ_1 - tensão de cisalhamento na direção 1-2.

2.8 Armazenamento de energia

O armazenamento de energia é medido na unidade Joules (J), que é diretamente proporcional ao deslocamento. A equação 3 mostra como é a relação entre força e deslocamento com o trabalho realizado. A energia armazenada durante a pisada é dissipada quando a força do pé contra o solo fica menor que a força potencial dos elementos mola. No Hypermesh é possível calcular essa energia em cada nó do modelo, utilizando a função ESE que está disponível no GLOBAL-OUTPUT-REQUEST.

$$T = F * d \quad 3$$

Onde:

T – Trabalho;

F – Força;

d – Deslocamento.

2.9 Plásticos para manufatura aditiva por impressão 3D

Existem diversas opções de termoplásticos para manufatura aditiva, cada uma possui uma característica que direciona sua aplicação para um determinado segmento. Devido à dificuldade de impressão houve uma redução no uso de alguns destes materiais. Conhecer as propriedades dos insumos é importante tanto para definir os parâmetros de impressão, quanto para a modelagem computacional.

As características dos materiais são parâmetros de entrada no software e os resultados da simulação estão diretamente relacionados a eles. Os fabricantes fornecem as características dos filamentos, dispensando a caracterização dos materiais através de ensaios de tração ou compressão. Para que possa usar os valores fornecidos, é necessário considerar que o

carregamento é na direção das fibras (SILVA, 2017). A tensão de cisalhamento é um dos parâmetros do material e deve ser calculado em função do módulo de elasticidade (G), conforme a equação 4, e do Poisson.

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu_i)} \quad 4$$

Ácido Polilático (PLA)

O PLA é um termoplástico biodegradável e bioativo, derivado de recursos renováveis, como amido de milho, raízes de mandioca ou cana-de-açúcar, que é muito utilizado em aplicações biomédicas por ser biocompatível. O material apresenta boa usinabilidade e resistência ao impacto, mas uma baixa resistência estrutural, o que o exclui de diversas aplicações em componentes mecânicos.

Atualmente, é o material mais utilizado para manufatura aditiva, uma vez que apresenta um custo acessível, é mais simples de trabalhar e não requer experiência prévia com o processo para utilizá-lo. Ele possui um alongamento limitado, uma baixa resistência ao impacto, um maior módulo de elasticidade e maior resistência à tração que o ABS e o PETG, apesar de ser mais frágil (LACERDA, 2021). O PLA precisa de uma temperatura de impressão maior que outros materiais, pois necessita fundir corretamente para não perder propriedades mecânicas.

Politereftalato de Etileno Glicol (PETG)

O PETG é um termoplástico flexível, durável e tenaz. Para a fabricação de uma prótese é importante que seja escolhido um material com uma durabilidade maior, com o objetivo de reduzir os riscos de falha durante a aplicação. A letra “G” que compõem o nome do material corresponde ao glicol que adicionado ao PET se transforma em PETG, um material mais transparente e rígido. Esta rigidez é uma das características que qualifica este plástico como o mais adequado para projetos de próteses (LACERDA, 2021).

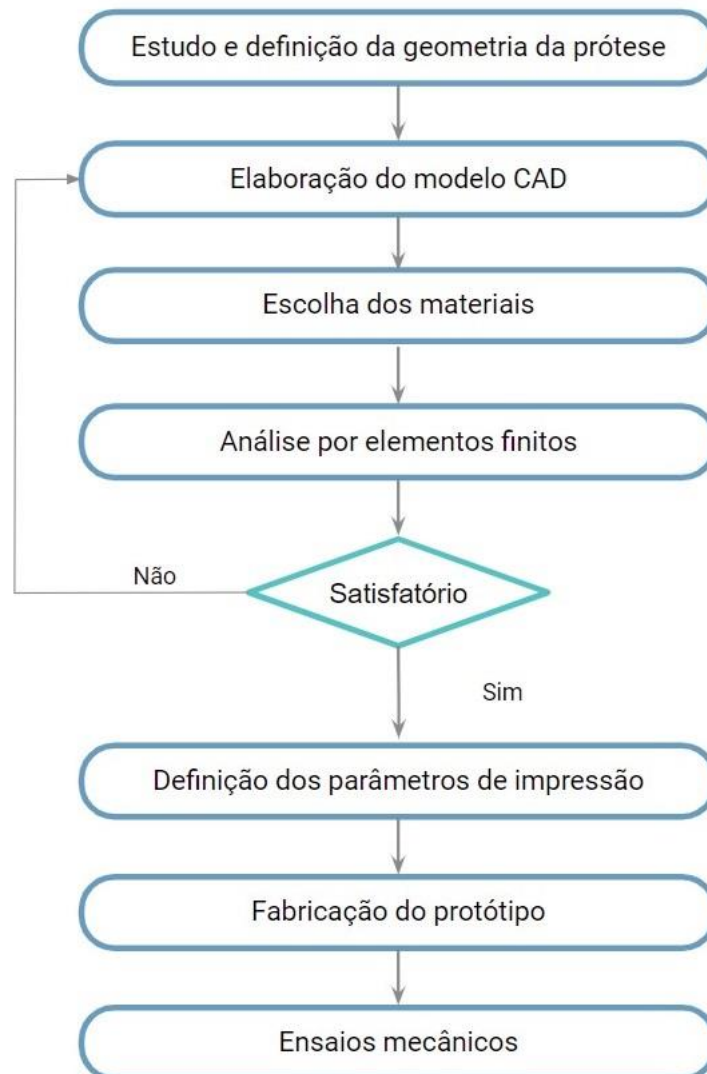
Resinas para manufatura aditiva

O comportamento das resinas se difere em relação aos demais materiais citados. Neste caso, elas são empregadas em aplicações que demandam maior flexibilidade, como uma borracha. A aplicação mais conhecida desse tipo de material são as capas de proteção para celulares, o que popularizou ainda mais seu uso. Os modelos de resina mais comuns na literatura são Objet, líquidos à base de acrílico e epóxi, e VisiJet, apenas a base de acrílico. Ambos são curados com radiação ultravioleta (LACERDA, 2021).

3 METODOLOGIA

O objetivo desta dissertação é o desenvolvimento de uma geometria para uma prótese passiva de pé, sem montagens, que possa ser fabricada por manufatura aditiva. Com o intuito de realizar isso, foram escolhidos dois termoplásticos (PLA e PETG) comumente encontrados em trabalhos acadêmicos que possuem propriedades mecânicas capazes de atender as demandas estruturais e elásticas da prótese. A Figura 14 mostra o fluxograma de execução do trabalho.

Figura 14 – Fluxograma do trabalho.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.1 Estudo e definição da geometria da prótese

Inicialmente, foi realizada uma pesquisa para saber quais os modelos de próteses que já haviam sido desenvolvidas, tanto as acadêmicas quanto as que são comercializadas e utilizadas por pacientes. Muitos exemplares encontrados contêm montagens com utilização de várias partes estruturais, o que foi evitado na execução deste trabalho. Os benefícios de uma geometria em peça única são a simplicidade de fabricação e a redução de riscos de falha das montagens durante a utilização. Além disso, os modelos de próteses ativas, também foram descartadas, pois não se enquadram no escopo deste anteprojeto.

Diversos modelos de próteses possuem curvaturas com a função de proporcionar amortecimento e armazenamento de energia. Isso ajuda o usuário a realizar a marcha de forma mais apropriada e com o menor dispêndio de energia. A localização das curvaturas e os seus dimensionais dependem da aplicação para a qual foram propostas. A aplicabilidade da prótese é definida antes de ser projetada, sendo que em alguns casos a aplicação pode ser mais específica ou mais abrangente. Por exemplo, os modelos para atletas de corrida são projetados apenas para essa finalidade. A prótese desenvolvida neste trabalho é para o uso em atividades cotidianas que, diferentemente das de corrida, possuem curvaturas menores.

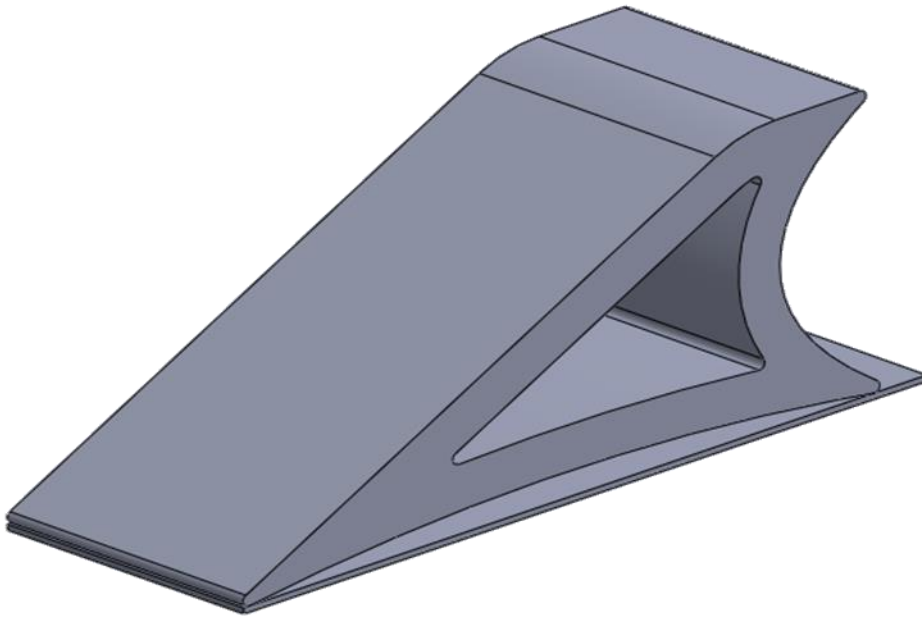
Normalmente, as curvaturas estão presentes na parte traseira, entre o calcanhar e o tornozelo, e na planta do pé. Para definir os dimensionais delas, é importante analisar como ocorrem as deformações. Esta análise suscitou alterações na geometria, que culminou em um modelo que proporcionasse armazenamento de energia e amortecimento com menor risco de falha. Como a maioria das próteses passivas não possuem armazenamento de energia, a implementação desta funcionalidade já configura em um benefício maior para o paciente.

3.2 Elaboração do modelo Computer Aided Design (CAD)

Para a elaboração do modelo CAD foi utilizado o software SolidWorks, onde foram desenhadas a geometria do pé em peça única e uma placa plana para simular o solo. Elas foram montadas e exportadas em apenas um arquivo que posteriormente foi importado no software HyperMesh para a realização da simulação.

A primeira geometria proposta neste trabalho foi idealizada apenas com as curvaturas na planta e no calcanhar, mas após algumas alterações, uma nova curvatura foi adicionada na parte superior. A Figura 15 mostra a primeira geometria proposta.

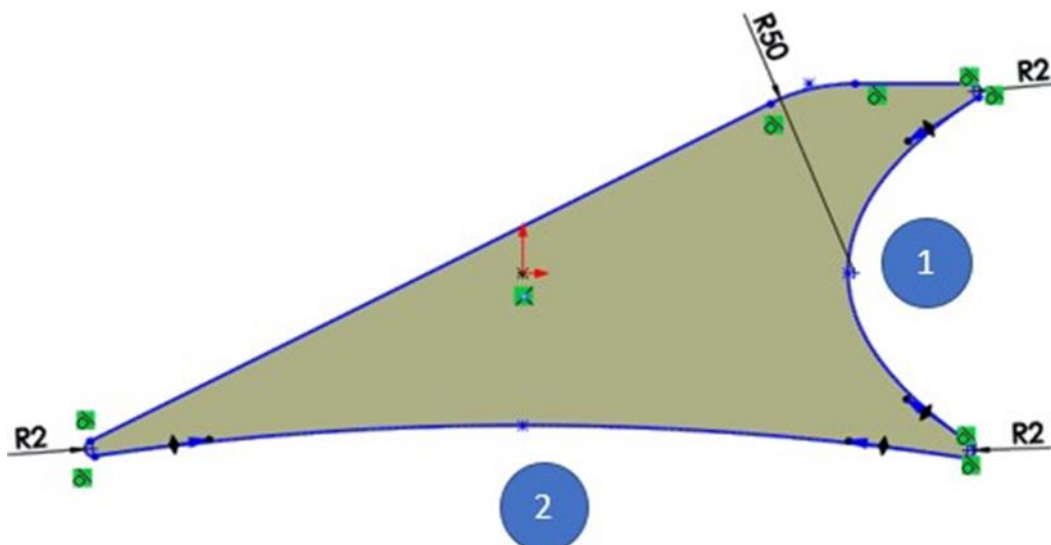
Figura 15 – Montagem da primeira versão do pé protético com o chão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A peça fabricada que deve ser capaz de resistir ao peso de uma pessoa e também permitir uma deformação para amortecer os impactos de forma eficiente. Com o objetivo de reduzir a sua rigidez, foi posicionada uma parte vazada ao centro. Este primeiro modelo foi importante para mensurar as respostas das curvaturas às solicitações de carregamento e para entender se a parte central estava bem dimensionada. A Figura 16 mostra as curvaturas 1, no calcanhar e 2, na planta o pé, com dimensional externo de 250 x 100 x 100 mm.

Figura 16 – Esboço da primeira geometria proposta.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3 Escolha dos materiais

Existem diversos materiais e métodos de fabricação para desenvolver uma prótese, podendo ser desde fibra de carbono até termoplásticos mais comumente utilizados em manufatura aditiva. O material deve ter rigidez para proporcionar equilíbrio ao usuário, porém deve ser capaz de deformar suficientemente para cumprir a função de amortecimento e armazenamento de energia. Dentre as diversas opções existentes, foram escolhidos o PLA e o PETG, que estão entre os mais utilizados. Ambos materiais foram disponibilizados pelo Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (LABBIO-UFMG).

Uma das dificuldades em simular modelos com termoplásticos é encontrar as propriedades exatas para serem aplicadas. Os valores encontrados na literatura variam muito, alguns consideram as propriedades do filamento e outros as propriedades de corpos de prova fabricados. A alteração dos parâmetros de impressão tem muita influência nas características da peça fabricada, o que pode gerar uma grande variedade de propriedades mecânicas. Por exemplo, para o PETG foram encontrados valores de 800 até 2.000 Mpa de módulo de elasticidade.

Outra dificuldade é definir quais propriedades são referentes à cada uma das direções principais. Segundo o manual do software, HyperMesh, para termoplásticos deve ser utilizado a carta MAT9ORT. Esse material tem como parâmetros de entrada: Módulos de elasticidade (E_1 , E_2 e E_3), Módulo de cisalhamento (G_1 , G_2 e G_3) e Poisson (ν_1 , ν_2 e ν_3). Os módulos de elasticidade (DOLZYK, 2019) e os coeficientes de Poisson foram encontrados na literatura, enquanto os módulos de cisalhamento foram calculados (BUDYNAS & NISBETT, 2016).

Para a primeira simulação foi utilizado apenas o PETG, com o objetivo de averiguar a geometria ideal para a fabricação da prótese para posteriormente ser simulada com o PLA. A Tabela 4 mostra as propriedades do PETG.

Tabela 4 – Propriedades do PETG.

Propriedade	Valor
$E_1 = E_2 = E_3$	798,05 MPa
Poisson	0,2
$G_{12} = G_{23} = G_{31}$	332,5 MPa

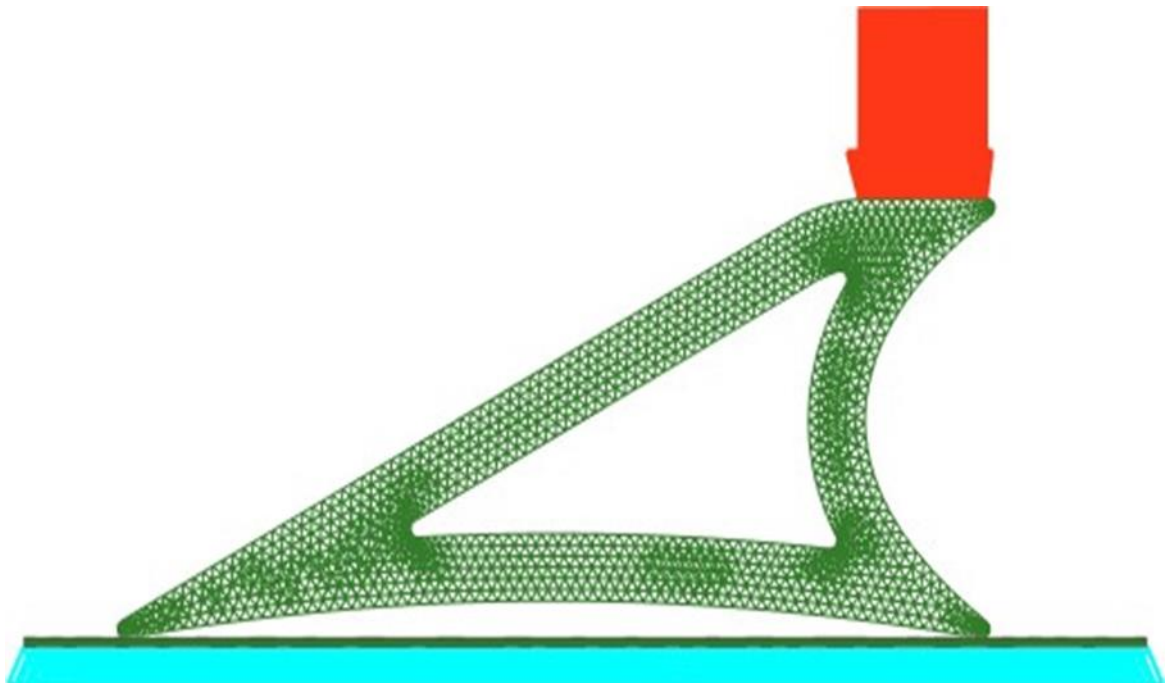
Fonte: Elaborado pelo autor

3.4 Análise por elementos finitos

Com o objetivo de simular a geometria em conjunto com os materiais selecionados, foi escolhido o software Hypermesh, de elementos finitos. Esta etapa é importante para entender como a geometria se comporta estruturalmente quando solicitada e em relação às funções das curvaturas. O primeiro passo da simulação é a importação do conjunto pé e placa, que foi exportado do SolidWorks. Para que na sequência fosse possível gerar a malha para cada um dos componentes, ambas com elementos tetraédricos de segunda ordem.

Após gerar uma malha para os dois componentes, com elementos tetraédricos de segunda ordem contendo 4,2 milhões de nós, foram selecionados os nós para a aplicação das condições de contorno, ou seja, as forças e engastes. Como a prótese deve ser capaz de suportar uma pessoa, foi definida a carga de 1.500 N (150 kg), na parte do tornozelo, e o engaste foi aplicado na parte inferior da placa plana que representa o solo. O engaste restringiu todos os graus de liberdade da face inferior da placa e foi aplicado à 5.109 nós, enquanto a força teve uma magnitude de 1,825 N por nó, aplicados a 825 nós, totalizando 1.505,05 N. A Figura 17 ilustra a aplicação da força em vermelho e em azul a do engaste.

Figura 17 - Aplicação de forças e engaste na primeira geometria estudada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A utilização da placa proporciona que a curvatura da planta do pé se deforme livremente, ao contrário do que aconteceria caso o engaste fosse aplicado nessa parte da prótese. A placa deve ter uma rigidez muito superior ao da prótese de modo que não exista deformação nesse

componente. Para que seja simulado o contato entre ambos, foi criada uma interface de contato no software, com a utilização das cartas CNTSTB, NLPARM e NLOUT do Hypermesh, com atrito de 0,15. A Figura 18 demonstra a região de contato.

Figura 18 – Região de contato entre a prótese e o chão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

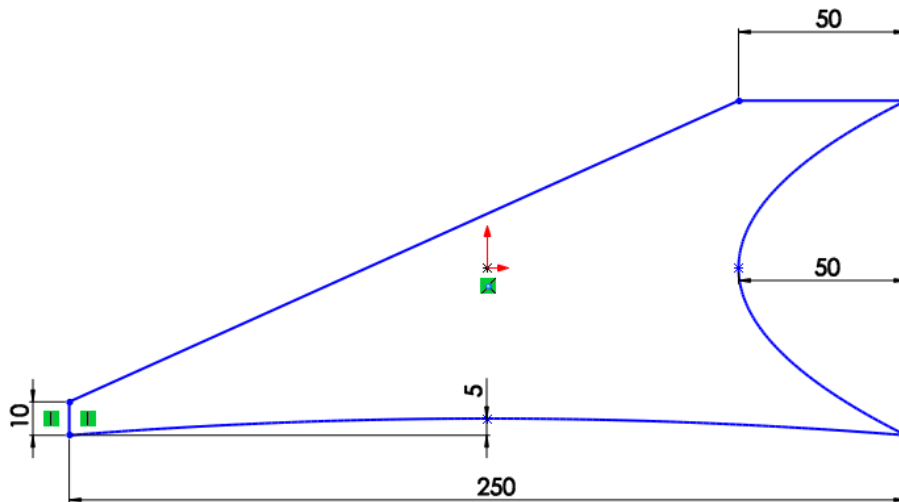
Após a definição de todos os parâmetros de entrada, foi utilizado o solver OptiStruct e, devido ao contato, foi uma simulação estática e não linear. Os resultados obtidos foram analisados para que modificações na geometria atual fossem propostas, convergindo para a geometria final do trabalho. As curvaturas e seus dimensionais foram modificados entre os modelos, para aumentar a estabilidade e as deformações. Em todos os modelos os dimensionais da prótese foram mantidos.

3.5 Sequência da elaboração dos modelos

A sequência realizada para alcançar o objetivo de idealizar uma geometria para ser empregada como uma prótese passiva de pé seguiu quatro passos. Sendo que cada nova geometria proporcionou alguma melhoria que contribuiu para o resultado final. Algumas premissas foram inalteradas ao longo do desenvolvimento, como a curvatura da planta do pé e o dimensional da prótese. A placa que simula o comportamento do solo também foi mantida inalterada durante todo o processo. Até a conclusão das alterações na geometria, o material utilizado para realizar todas as simulações foi o PETG, e apenas após a conclusão desta etapa foi aplicado o PLA.

O primeiro modelo foi criado apenas com as curvaturas na planta do pé e no tornozelo, por se tratarem das curvaturas mais comumente encontradas. O esboço da geometria desenvolvida no software Solidworks está representado na Figura 19. No software Hypermesh, utilizado para a modelagem computacional, foi criada a malha, aplicada as forças, o material e definida as faces de contato. A força foi posicionada na região do tornozelo e o engaste na face inferior da placa.

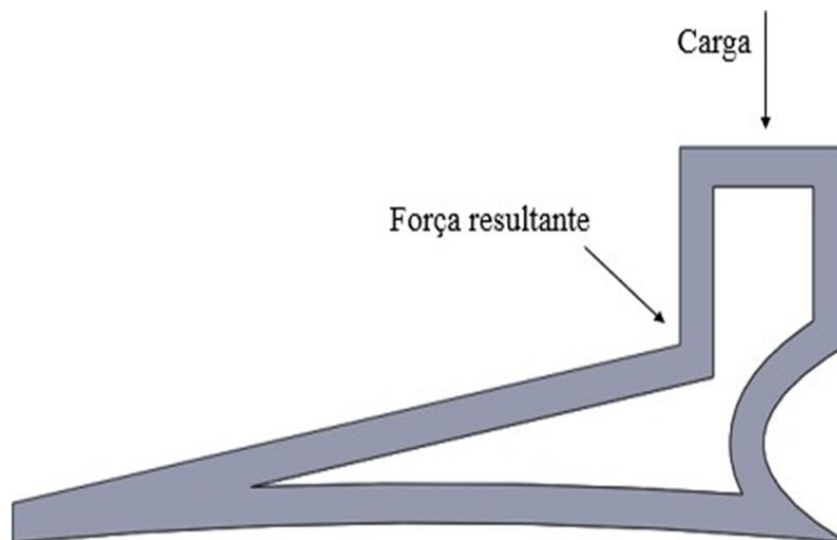
Figura 19 - Desenho do perfil e das dimensões da primeira geometria.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O objetivo da criação do segundo modelo foi suprir a falta de estabilidade presente no primeiro através da adição de uma curvatura na região superior. Ela proporciona uma força resultante que equilibra melhor a prótese, representado na Figura 20. O modelo foi simulado com a mesma metodologia que o anterior, tanto a aplicação das cargas, quanto a quantidade de nós.

Figura 20 - Desenho da segunda geometria proposta.

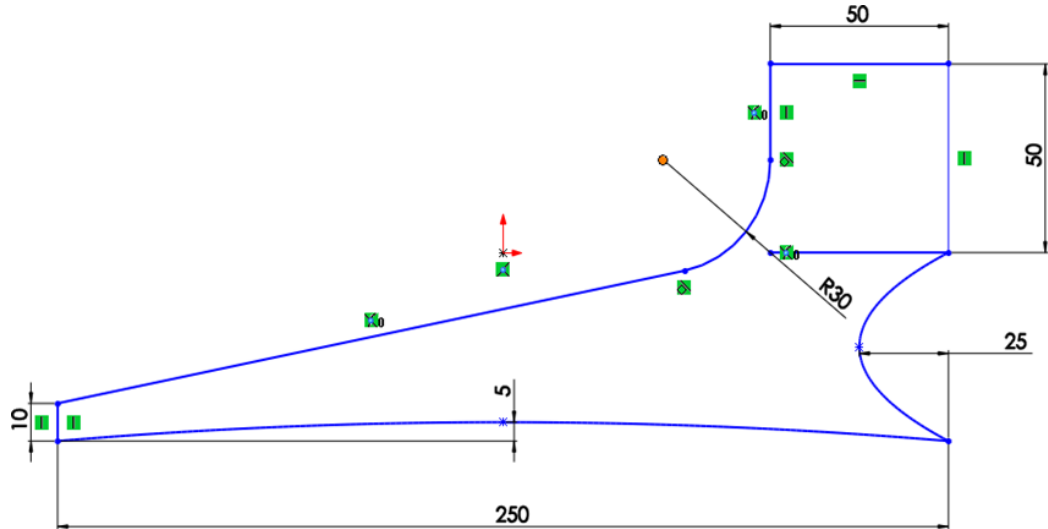


Fonte: Elaborado pelo autor.

O terceiro modelo foi desenvolvido para retirar pontos de concentração de tensão que estavam presentes na nova curvatura criada na parte superior da prótese. A Figura 21 mostra como ficou a nova geometria, com um arco de 30 mm. Esta alteração visou apenas retirar

a quina de 90° que havia se formado. A força e os engastes foram aplicados da mesma forma que nos anteriores, sendo 1,4692 N x 1.021 nós para a força e 4.773 nós engastados.

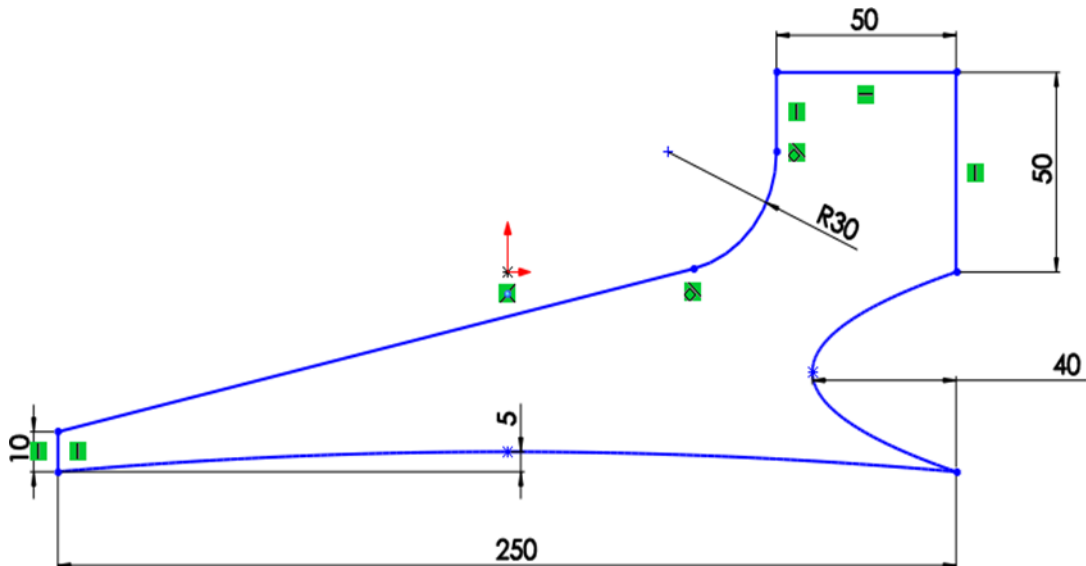
Figura 21 - Esboço da terceira geometria com dimensões.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O modelo final, o quarto, foi alterado para proporcionar maior estabilidade na prótese, principalmente na parte do tornozelo. Para alcançar este objetivo, o dimensional do arco da curvatura presente na parte traseira da prótese foi aumentada, de 25 para 40 mm. A Figura 22 mostra os dimensionais do novo modelo.

Figura 22 - Esboço da quarta e última geometria.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.6 Tensão – deformação

Depois de realizar as simulações, foram feitas as análises das tensões e das deformações para entender como seriam as diferenças das respostas entre as geometrias propostas. Os valores disponíveis no software para deformação podem ser comparados diretamente, porém os valores de tensão devem ser pós-processados antes de serem estudados. Entender as respostas das curvaturas é extremamente importante para que elas sejam bem dimensionadas de forma a evitar riscos de queda e proporcionar conforto ao usuário.

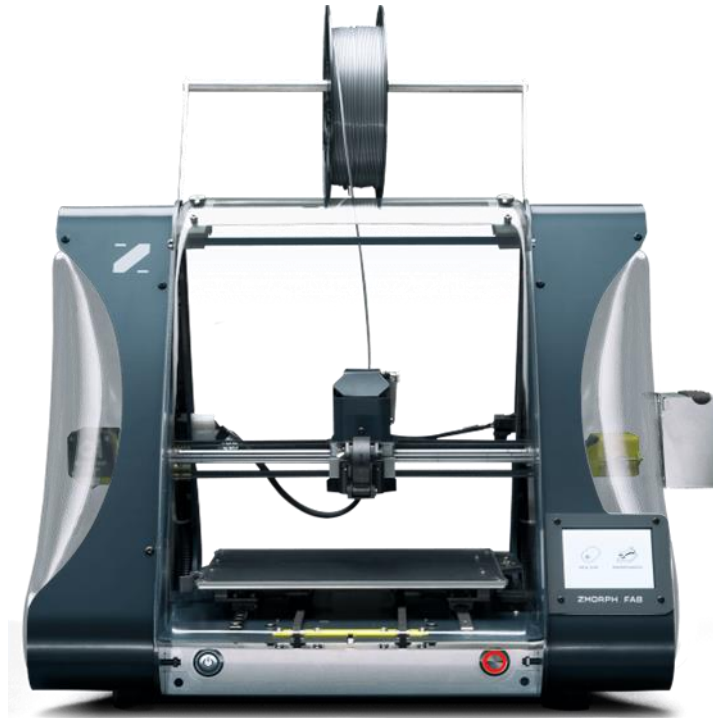
O pós-processamento dos valores de tensão fornecidos pelo software é realizado pelo critério de falha Tsai-Hill, resultando em valores que fornecem o entendimento de como o modelo deve se comportar. Se fossem utilizadas apenas as tensões principais, a análise ficaria incompleta, pois elas só consideram os efeitos do carregamento e da geometria, desprezando as características do material.

O critério de falha de Von Mises é o mais utilizado em simulações com materiais isotrópicos, mas não pode ser empregado em outras situações, como no caso dos ortotrópicos e anisotrópicos. Por isso, foi empregado o Tsai-Hill, que preconiza a falha para termoplásticos e materiais compósitos. Foram encontradas diversas referências contendo as propriedades mecânicas dos termoplásticos utilizados, sendo que elas apresentam uma divergência em função do fabricante do material. O distribuidor dos materiais utilizados neste trabalho, forneceu as propriedades em apenas uma direção, portanto essa propriedade foi considerada nas três dimensões. Como a carga é aplicada na direção que as propriedades são conhecidas, não seria tão relevante possuir os dados com precisão das demais.

3.7 Fabricação do protótipo

Visando a redução do desperdício de material, as três primeiras geometrias não foram fabricadas, portanto só tiveram resultados do modelo computacional. Apenas a quarta geometria foi produzida, sendo um protótipo para cada um dos materiais PLA e PETG, com o objetivo de fazer a comparação entre os modelos computacionais e físicos. Para isto, foi utilizada a impressora Voxelizer, disponível no LABBIO-UFMG, conforme Figura 23.

Figura 23 – Impressora 3D Voxelizer.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os parâmetros de impressão usados foram os indicados pela biblioteca do software da impressora. A Tabela 5 exibe os valores utilizados e os organiza para cada material.

Tabela 5 – Propriedades das impressões PLA e do PETG.

Propriedade	PLA	PETG
Velocidade de impressão	45 mm/s	30 mm/s
Velocidade da primeira camada	40%	40%
Temperatura da mesa	60 °C	80 °C
Temperatura de extrusão	210 °C	235 °C
Altura da camada	0,25 mm	0,25 mm

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.7 Ensaios mecânicos

Após a fabricação das próteses para os materiais propostos, foram realizados ensaios de compressão nas duas peças, com o objetivo de comparar as respostas com modelo computacional. Os ensaios foram feitos em uma máquina de compressão modelo EMIC no laboratório de materiais da Pontifícia Universidade Católica Minas Gerais (PUC- MG), conforme Figura 24.

Para realizar o ensaio a geometria foi submetida a uma carga de 1.500 N, o que corresponde ao carregamento aplicado ao modelo computacional. O protótipo foi colocado na máquina com a garra posicionada na parte do tornozelo. Após isto, ela começou a aplicar a força, enquanto o deslocamento foi registrado pelo computador.

O segundo ensaio, foi feito para saber qual a carga máxima que as próteses aguentariam até a ruptura, com o intuito de descobrir se o anteprojeto teria uma boa margem de segurança, ou seja, saber se a carga máxima estaria muito perto da carga projetada. Além disso, objetivava-se entender qual material suportaria mais carga e como seria a ruptura para cada um deles.

Figura 24 – Máquina de ensaio de compressão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

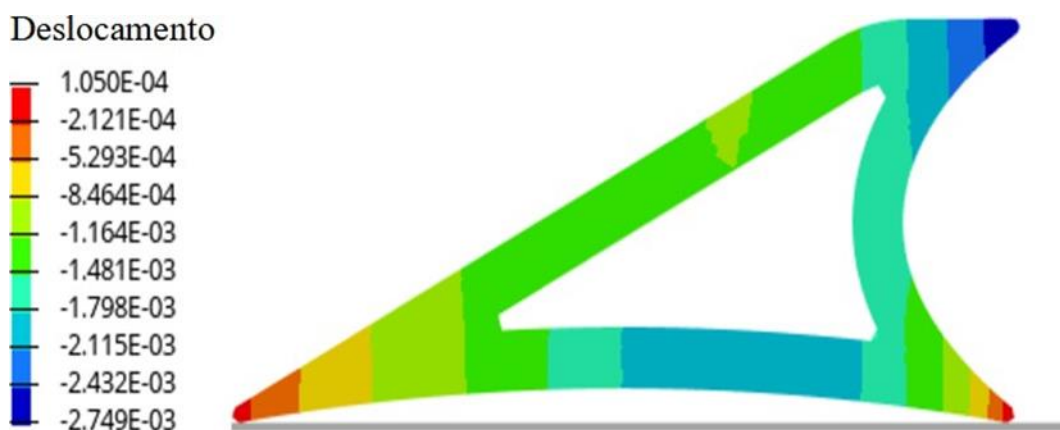
Neste capítulo estão apresentados os resultados e as discussões acerca das soluções implementadas para resolver os problemas encontrados. Começando pela simulação, passando pela fabricação e ensaios, e terminando com a comparação entre os modelos numéricos com o protótipo.

4.1 Modelo computacional

Para determinar uma geometria que atendesse os objetivos propostos, foram desenvolvidos quatro modelos. Sendo que, o primeiro deles teve a função de demonstrar como a peça proposta iria se comportar quando submetida às condições de contorno em um determinado material.

Após a simulação foram realizadas as análises do deslocamento e do critério de falha, para entender quais pontos poderiam ser otimizados. A Figura 25 mostra que a geometria quase não se deslocou, sendo 0,2121 mm o maior valor apresentado, o que indicou que a prótese poderia estar com rigidez alta.

Figura 25 – Deslocamento apresentado após a simulação da primeira geometria.



Elaborado pelo autor.

Para estudar as tensões é necessário aplicar o critério de falhas escolhido. Neste caso, o Hypermesh apresenta as tensões principais, que são inputs para o pós-processamento. A Tabela 6 registra os valores de entrada e de saída para o Tsai-Hill. Esse modelo resistiu aos carregamentos aplicados com uma margem de segurança bem elevada. Sendo ela aproximadamente 10 vezes menor do que 1, que é definido como o limite do critério.

Tabela 6 – Cálculo do Tsai-Hill para a primeira simulação.

Propriedade	Valor
Tensão admissível longitudinal (X)	45,71 MPa
Tensão admissível transversal (Y)	44,12 MPa
Tensão admissível de cisalhamento (S)	41,70 MPa
σ_1	8,517 MPa
σ_2	7,328 MPa
τ_{12}	4,230 MPa
Resultado	0,1024

Elaborado pelo autor.

A Figura 26 mostra a distribuição das tensões principais ao longo da geometria e as suas respectivas intensidades. Com isso fica evidente que as maiores tensões estão localizadas na parte traseira.

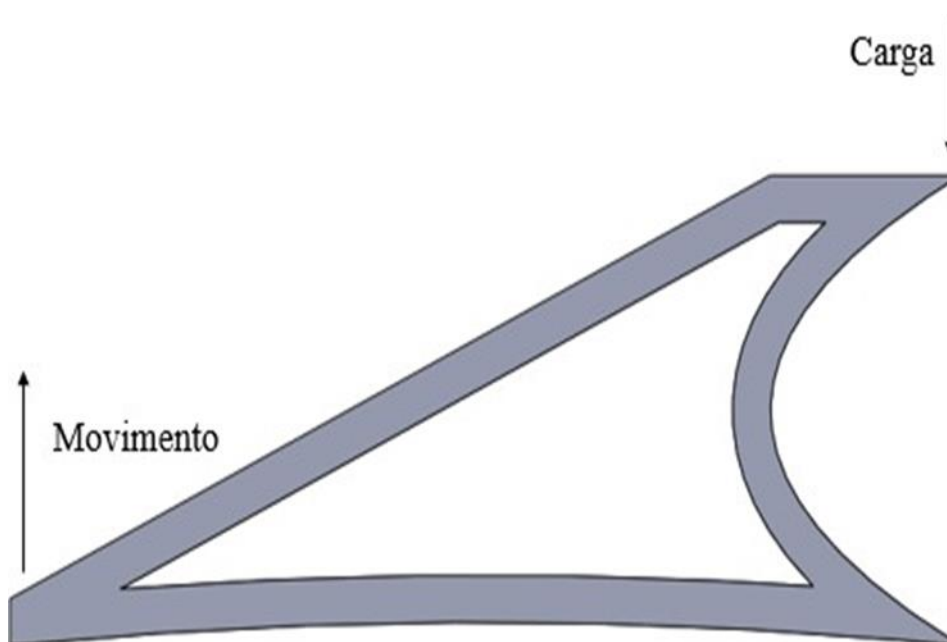
Figura 26 – Distribuição de tensões na primeira geometria.



Elaborado pelo autor.

Apesar da prótese resistir às cargas aplicadas, ela apresentou instabilidade acentuada devido ao momento que foi gerado. A Figura 27 mostra como esse momento estava atuando na prótese.

Figura 27 – Movimento de reação indesejável da prótese à carga aplicada.



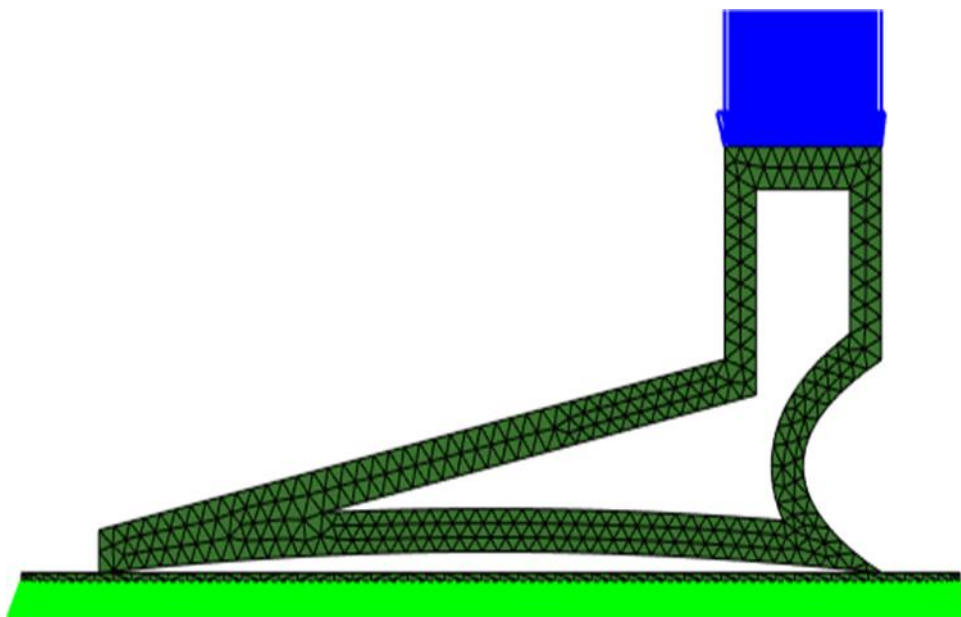
Elaborado pelo autor.

Após estas análises, foi possível propor algumas alterações para o modelo seguinte. Como esse protótipo quase não se deslocou e a margem de segurança ficou elevada, haviam indícios de que ele estava superdimensionada. Para reduzir peso e economizar material, as espessuras foram reduzidas de 15 para 10 mm resultando em um aumento na parte vazada no centro da peça.

Além disso, pelo momento gerado, a geometria apresentava instabilidade o que poderia provocar acidentes graves e impossibilitar o seu uso. Para solucionar este problema, foi criado um rebaixamento na parte superior, para que uma força contrária anulasse o momento.

A simulação para o segundo modelo foi conduzida da mesma maneira que para o anterior, com os engastes na face inferior da placa plana e a aplicação de força na parte do tornozelo. A Figura 28 mostra a malha e as condições de contorno para o segundo modelo. A força de 1,5106 N foi aplicada a 993 nós, resultando em uma força de aproximadamente 1.500 N, enquanto o engaste foi aplicado em 5.105 nós.

Figura 28 – Condições de contorno da segunda geometria.



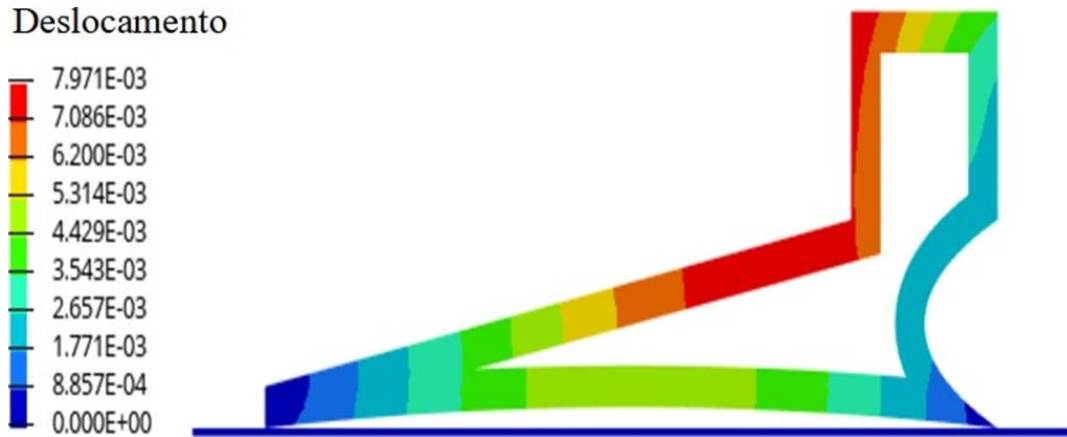
Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a simulação ficou evidente que a instabilidade proporcionada pelo momento foi resolvida com a implementação do rebaixamento que foi desenvolvido na parte superior. Na análise não foi percebido nenhum deslocamento indesejável, sendo que apenas os deslocamentos das curvaturas ocorreram.

Embora essa modificação tenha sido desenvolvida apenas para conferir mais estabilidade à prótese, ela também desempenhou a função de amortecimento, ajudando as outras duas curvaturas que haviam sido idealizadas anteriormente. Após a alteração, o deslocamento nas regiões de amortecimento aumentaram.

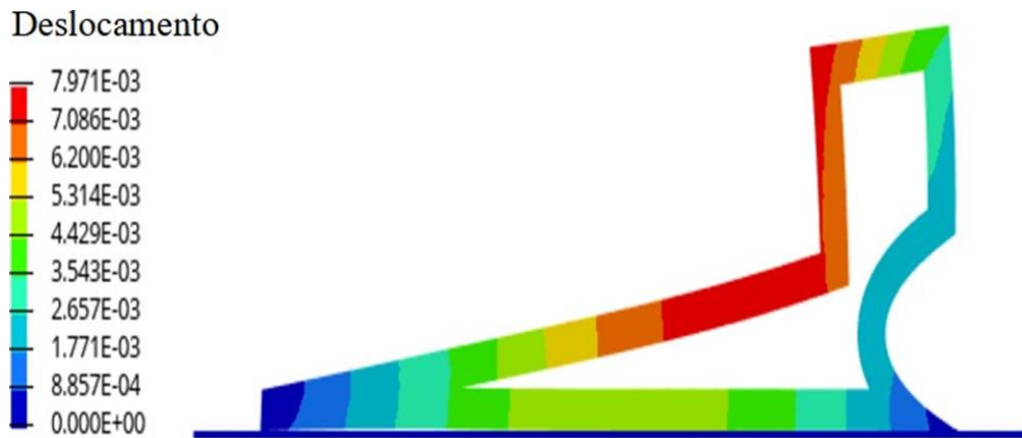
A Figura 29 e Figura 30 mostram a distribuição de deslocamentos após a simulação, sendo a primeira antes e a segunda após a aplicação da carga. Comparando essas imagens é possível perceber que a curvatura na planta do pé é a que mais atua, seguida pela curvatura superior e posteriormente a traseira.

Figura 29 – Distribuição de deformações na segunda geometria proposta.



Elaborado pelo autor.

Figura 30 – Deformação na prótese no momento de deformação máxima.



Elaborado pelo autor.

Para analisar se a geometria resistiria ao carregamento, foi aplicado o critério de falhas, com as tensões fornecidas pelo software e as características do material. O resultado fornece mais segurança que a primeira geometria, mesmo com a redução das dimensões. Isso evidencia que houve uma melhora estrutural em relação à anterior. A Tabela 7 organiza os dados de entrada e os resultados.

Tabela 7 – Cálculo do Tsai-Hill para a segunda simulação.

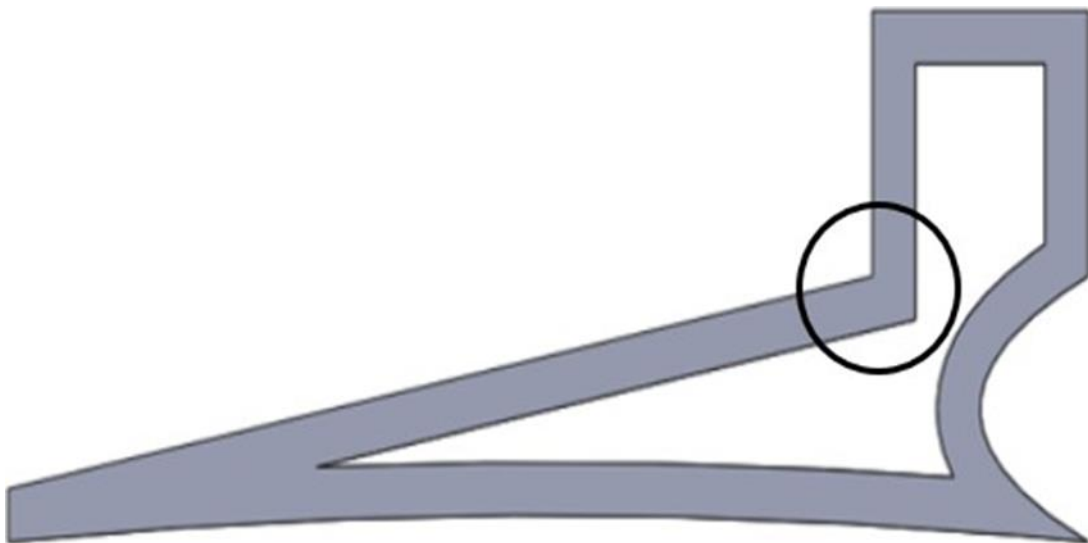
Propriedade	Valor
Tensão admissível longitudinal (X)	45,71 MPa
Tensão admissível transversal (Y)	44,12 MPa
Tensão admissível de cisalhamento (S)	41,70 MPa
σ_1	8,029 MPa
σ_2	5,015 MPa
τ_{12}	4,663 MPa
Resultado	0,0755

Elaborado pelo autor.

A conclusão da segunda geometria foi que houve uma evolução significativa do primeiro para o segundo modelo, com um deslocamento maior, uma melhoria de eficiência da estrutura, uma economia de material, uma redução de peso e um ganho de estabilidade.

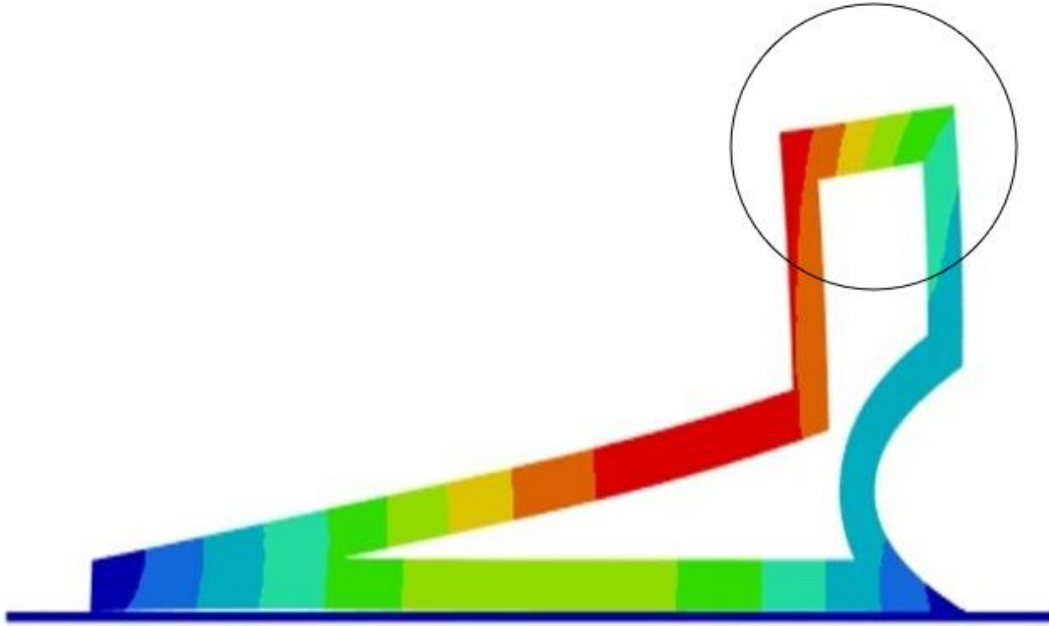
Dois problemas que ficaram evidentes na segunda geometria e devem ser arrumados são: a quina de 90°, mostrada na Figura 31, e a inclinação que apareceu no tornozelo após a aplicação de carga, conforme a Figura 32. Para entender melhor o resultado de cada alteração, no terceiro modelo foi solucionado apenas o primeiro problema, sendo que o segundo ficou para outra etapa.

Figura 31 – Ponto de concentração de tensão que existia na segunda geometria.



Elaborado pelo autor.

Figura 32 - Inclinação do tornozelo após a aplicação da carga.

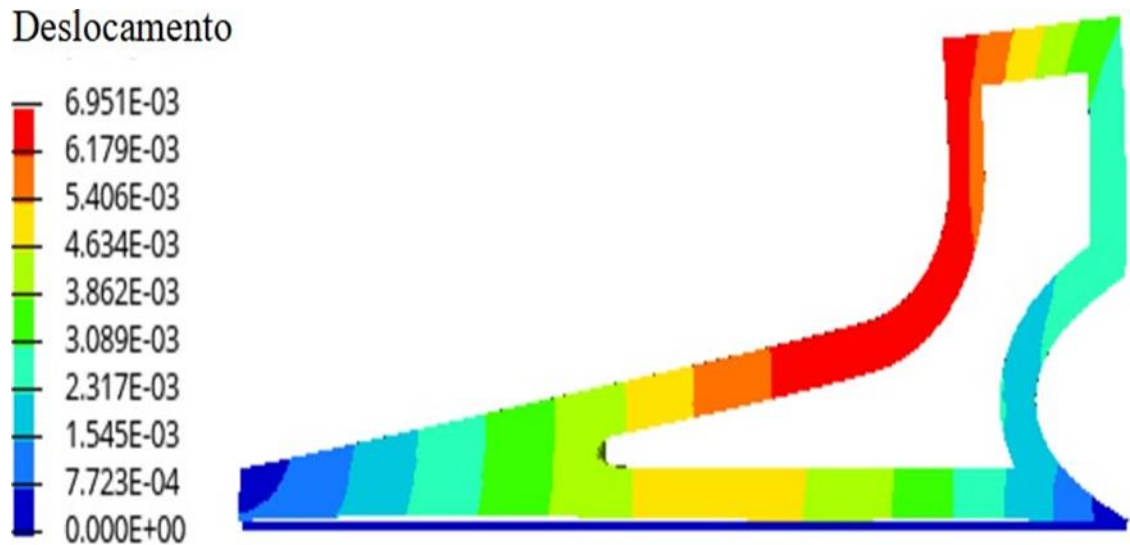


Elaborado pelo autor.

A terceira geometria foi elaborada com o foco em minimizar a concentração de tensão que pode favorecer falhas e desgastes prematuros durante a utilização. A solução foi desenvolver uma nova curvatura, que diferente das demais, não tem função de armazenamento de energia, e sim de retirar o ponto de concentração de tensão.

Para este modelo não foram estudadas as tensões, pois os resultados seriam muito similares aos da simulação anterior. Ademais, foi realizada apenas a análise de deslocamento, que permitiu observar que a curvatura traseira, mesmo com todas as alterações, não apresentou um deslocamento satisfatório. Em suma, a modificação sanou o problema da quina de 90°, não reduziu a inclinação mostrada na Figura 32 e diminuiu o deslocamento máximo. A Figura 33 evidencia que esse problema não foi sanado.

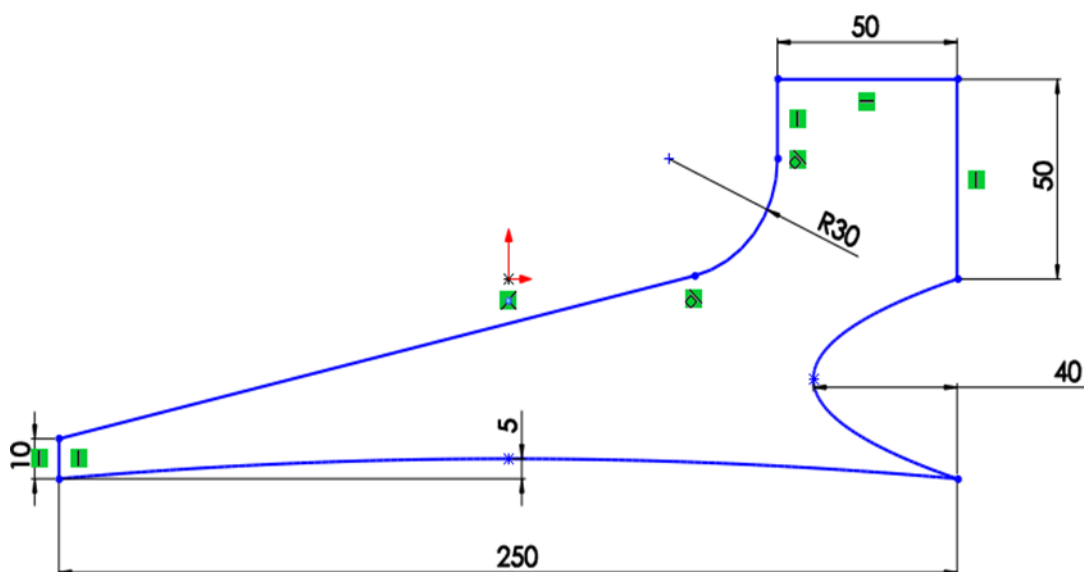
Figura 33 – Deformação da terceira geometria.



Elaborado pelo autor.

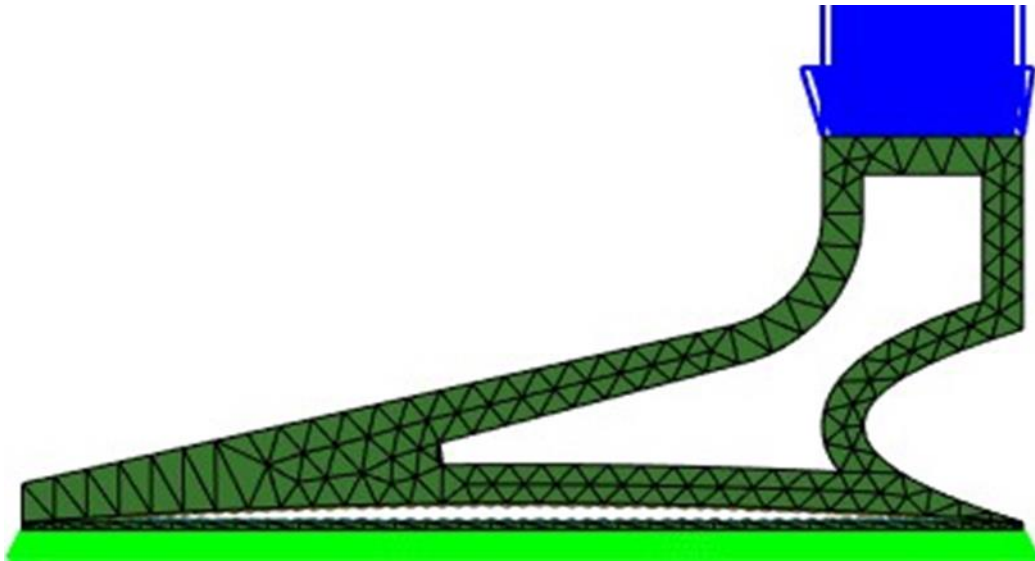
A quarta geometria foi desenvolvida para reduzir a inclinação no tornozelo, para isso optou-se por aumentar a deformação da curvatura da parte traseira do pé, o suficiente para se igualar com a curvatura da parte superior. A fim de atingir esse objetivo ampliou-se o arco da curvatura, dessa forma, ela teria menos rigidez e se deformaria mais, proporcionando estabilidade para a prótese. A Figura 34 mostra como ficou o esboço da geometria, com um arco de 40 mm, enquanto o da terceira geometria era de 25 mm. A Figura 35 mostra a malha do quarto modelo e as condições de contorno aplicadas, sendo elas igual aos modelos anteriores.

Figura 34 – Esboço da quarta geometria.



Elaborado pelo autor.

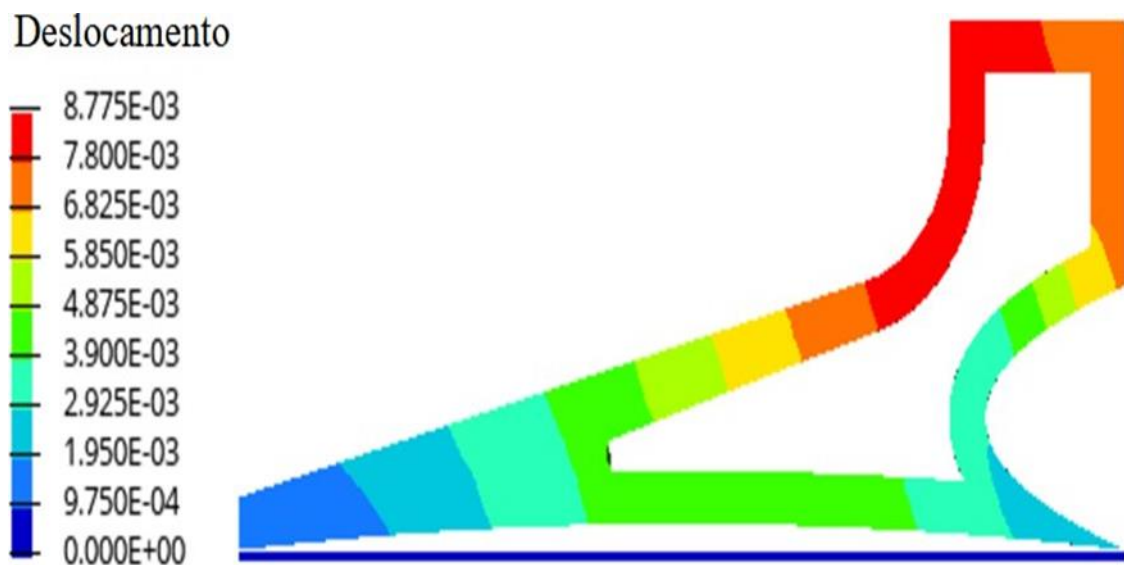
Figura 35 – Condições de contorno da quarta geometria.



Elaborado pelo autor.

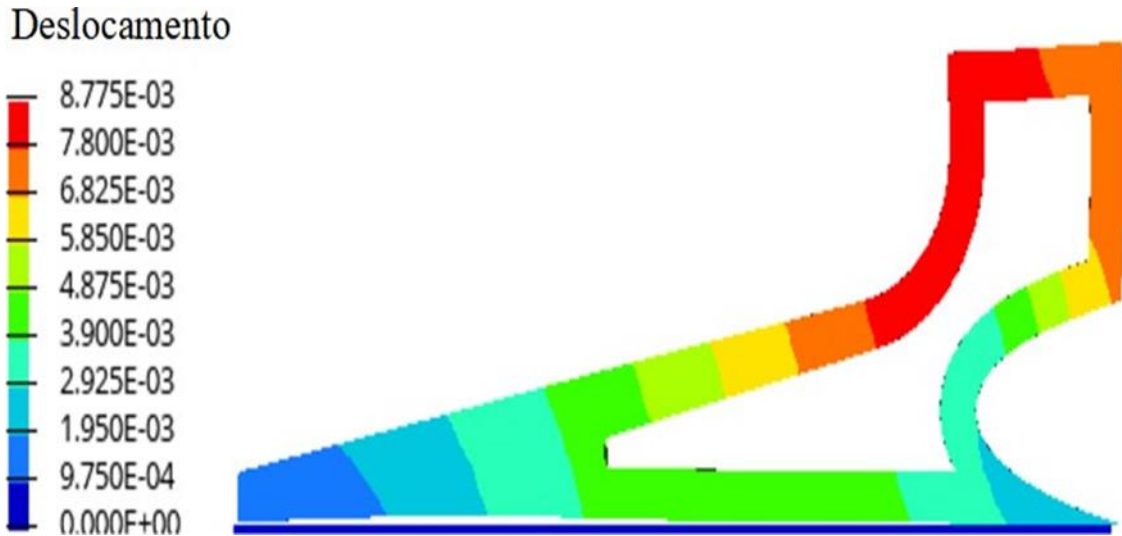
Para observar o comportamento da inclinação, foi realizada a análise do deslocamento, sendo possível observar nas Figura 36 e Figura 37 que após a aplicação da carga a região do tornozelo apresentou uma inclinação menor do que no modelo anterior. Além disso, ficou evidenciado que o nó com o maior deslocamento foi de 8,775 mm.

Figura 36 – Distribuição de deformação na quarta geometria.



Elaborado pelo autor.

Figura 37 – Deformação máxima na quarta geometria.



Elaborado pelo autor.

Após realizada a análise de deformação, foram estudadas as tensões para entender se a geometria seria aprovada no critério de falhas empregado. A Tabela 8 demonstra os valores de entrada e o resultado, que por ser menor do que 1, a geometria foi aprovada.

Tabela 8 – Cálculo do Tsai-Hill para o modelo em PETG.

Propriedade	Valor
Tensão admissível longitudinal (X)	45,71 MPa
Tensão admissível transversal (Y)	44,12 MPa
Tensão admissível de cisalhamento (S)	41,7 MPa
σ_1	12,87 MPa
σ_2	12,19 MPa
τ_{12}	9,26 MPa
Resultado	0,28

Elaborado pelo autor.

4.1.1 Resumo dos modelos

Para entender a evolução entre o primeiro e o quarto modelo simulados com o PETG, foi desenvolvida a Tabela 9 que resume as deformações máximas para cada modelo. Observando-a é possível perceber que a deformação máxima foi aumentando à medida que o modelo ia sendo alterado. Para cada alteração, uma curvatura ganhou eficiência e apresentou uma deformação maior, o que contribuiu para o resultado.

Tabela 9 – Deformação e Tsai-Hill dos modelos de PETG.

	Primeiro modelo	Segundo modelo	Terceiro modelo	Quarto modelo
Deformação (mm)	2,749	7,971	6,951	8,775
Tsai-Hill	0,1024	0,0755	-	0,28

Elaborado pelo autor.

4.1.2 Adaptando o modelo para o PLA

Foi realizada uma simulação com as mesmas condições do contorno da quarta geometria utilizando o PLA, à fim de comparar as diferenças dos resultados para o modelo em PETG. Todas as condições de contorno, incluindo malha, cargas e engastes, foram aplicadas da mesma forma. Para definir os parâmetros apropriados para o PLA, foram adotados os valores encontrados no software Fusion 360 da Autodesk. Sendo eles organizados na Tabela 10.

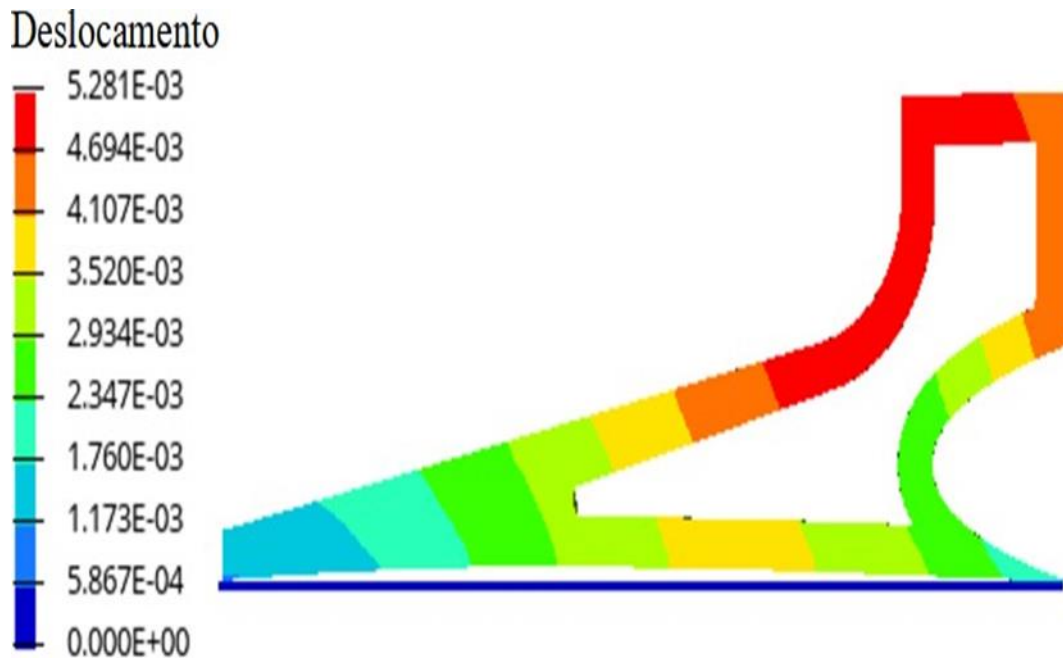
Tabela 10 – Propriedades do PLA usadas na simulação.

Propriedade	Valor
$E_1 = E_2 = E_3$	1.890 MPa
Poisson	0,2
$G_{12} = G_{23} = G_{31}$	787,5 MPa

Fonte: Fusion 360 da Autodesk.

Como o módulo de elasticidade do PLA é maior que o do PETG, os resultados de deformação para o PLA ocorreram da mesma forma que para o PETG, porém com intensidade menor. Todas as curvaturas apresentaram deslocamento sem gerar nenhuma instabilidade visível pelo software de simulação. A Figura 38 mostra como foi o comportamento da geometria com a aplicação do PLA.

Figura 38 – Distribuição de deslocamento no modelo com o PLA.



Elaborado pelo autor.

Para saber se o modelo iria resistir às condições de contorno, foi empregado o critério Tsai-Hill, assim como foi realizado para o PETG. A Tabela 11 mostra os valores de entrada e o resultado após a aplicação do critério de falhas. Como o resultado foi 2 vezes acima do limite estabelecido para o critério, esse modelo pode apresentar falha durante a utilização.

Tabela 11 – Cálculo do Tsai-Hill para o modelo em PLA.

Propriedade	Valor
Tensão admissível longitudinal (X)	23,78 MPa
Tensão admissível transversal (Y)	45,26 MPa
Tensão admissível de cisalhamento (S)	29,16 MPa
σ_1	28,26 MPa
σ_2	10,59 MPa
τ_{12}	7,787 MPa
Resultado	2,068

Elaborado pelo autor.

Após a simulação com os dois materiais foi possível perceber que o PETG é o melhor material para a aplicação desta prótese, pois foi o único que resistiu aos carregamentos, segundo o critério de falhas, e ainda teve uma deformação maior que o PLA. Na Tabela 12 é evidenciada a diferença de deslocamento para os dois materiais aplicados na quarta geometria.

Tabela 12 – Deslocamento para os materiais: PETG e PLA.

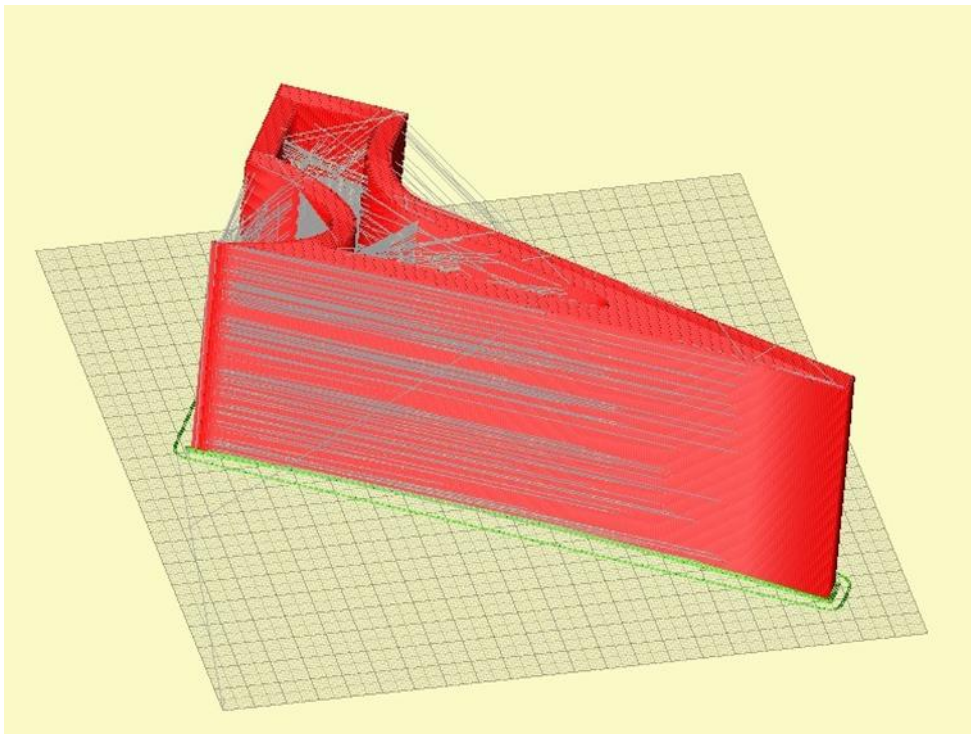
	PETG	PLA
Deslocamento (mm)	8,775	5,281

Elaborado pelo autor.

4.2 Manufatura aditiva e ensaio de compressão

Por fim, os modelos foram prototipados para realizar as comparações entre o computacional e o físico. O processo durou 33 h. A Figura 39 mostra a posição de impressão pré-definida no software, com as camadas sendo adicionadas na vista lateral.

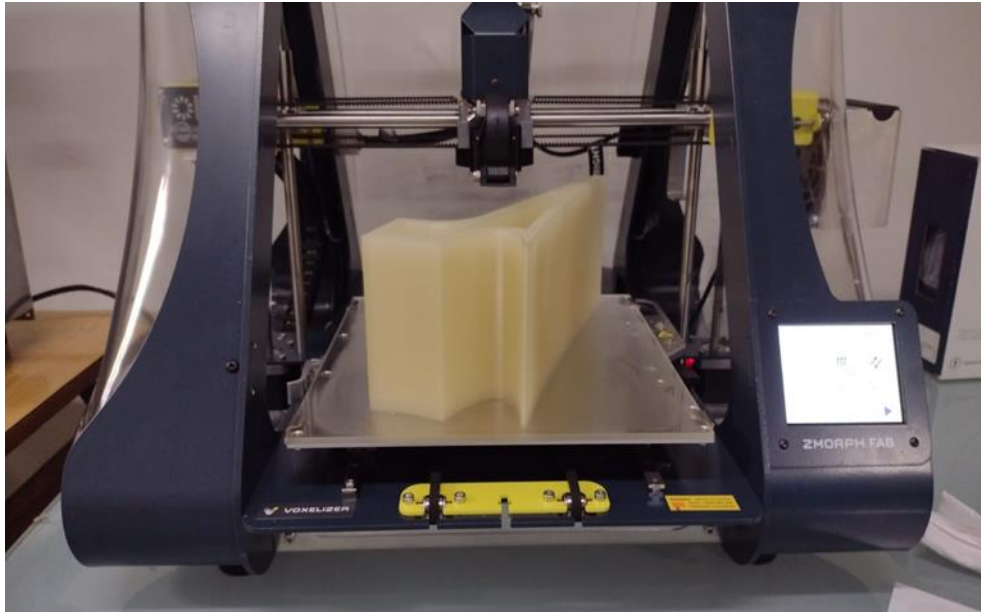
Figura 39 – Posição de impressão.



Elaborado pelo autor.

A Figura 40 mostra o resultado da fabricação com o PLA. Nesse momento a peça ainda estava esfriando e, para evitar danificá-la, ela não foi retirada imediatamente após o processo.

Figura 40 – Geometria impressa em PLA.



Elaborado pelo autor.

Após a fabricação dos dois protótipos, foram realizados os ensaios de compressão, com o objetivo de comparar com o modelo computacional. Para isso, foi aplicado um carregamento de 1.500 N (150 kgf), para observar o comportamento da geometria. Na Figura 41 é possível perceber a geometria em PLA antes da aplicação da força, enquanto na Figura 42 fica evidenciado a deformação das curvaturas.

Figura 41 – Geometria em PLA antes da aplicação da carga.



Elaborado pelo autor.

Figura 42 – Geometria em PLA durante a aplicação da carga.

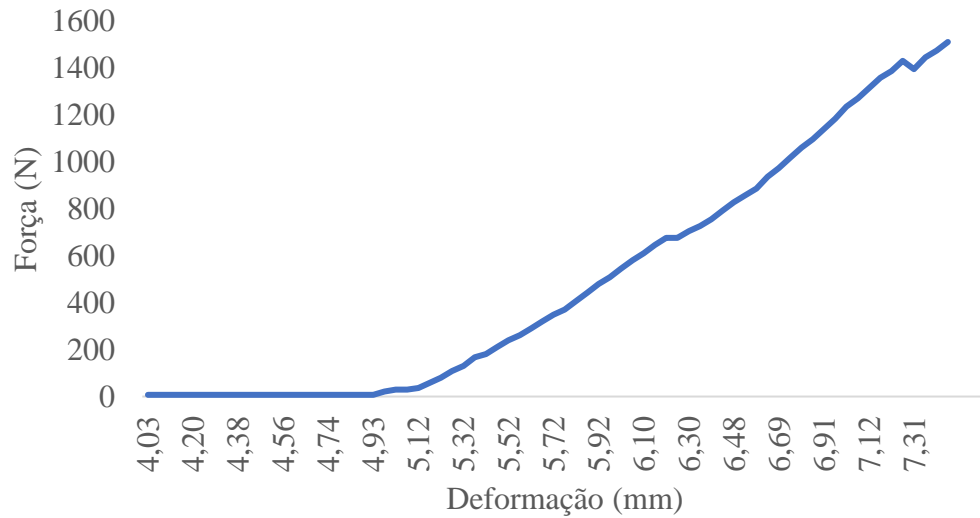


Elaborado pelo autor.

Depois da retirada da carga, a geometria voltou às condições iniciais, evidenciando que não ocorreu deformação plástica durante a compressão. Os dimensionais foram medidos após cada ensaio, para garantir que o protótipo não teria deformações acumuladas das compressões anteriores.

Foram realizados 3 ensaios para cada um dos materiais, sendo que para 1.500 N o protótipo em PLA apresentou uma deformação média de 7,44 mm, aproximadamente 40% diferente do valor resultado na simulação. O PLA tem a característica de absorção de água, o que altera a sua resistência mecânica. Como o ensaio ocorreu em torno de 3 meses após a sua fabricação, as características do material não estavam mais conforme no momento da produção. Inclusive, essa característica torna o PLA um material inadequado para a aplicação. A Figura 43 mostra o gráfico para uma das simulações executadas.

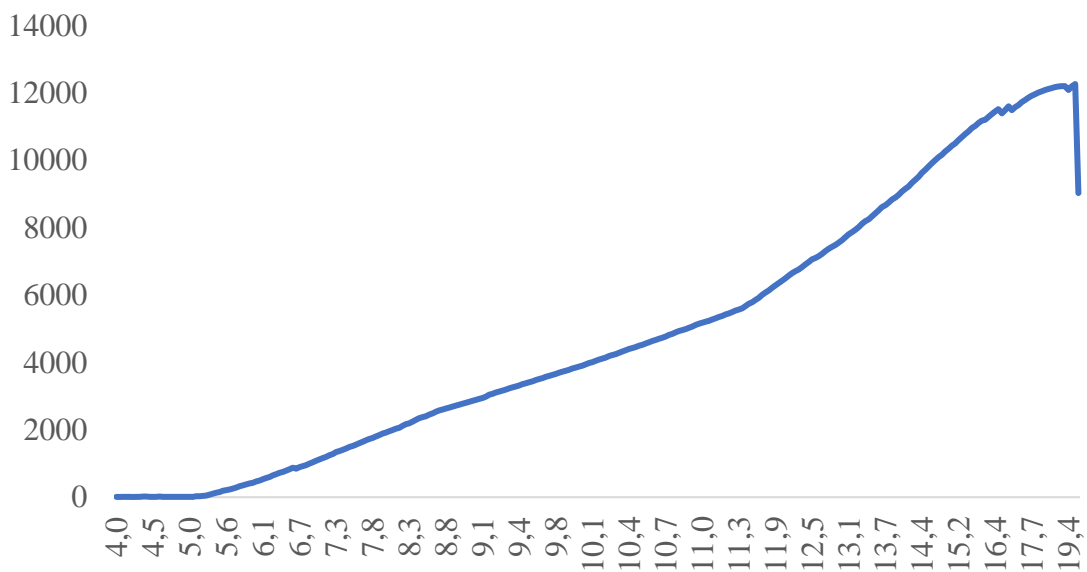
Figura 43 – Força por deformação da prótese em PLA.



Elaborado pelo autor.

Após realizados os ensaios para a carga projetada, foi aplicada carga até a ruptura, com o objetivo de obter a carga máxima que cada material resistiria. O PLA rompeu com uma carga de 12.265 N, devido a sua maior capacidade de resistir ao carregamento. A Figura 44 mostra o gráfico com os incrementos da carga e o momento da ruptura, com uma deformação de 19,7 mm. Além disso, a Figura 45 mostra a imagem do protótipo após a ruptura. A fratura demonstra que existia muita energia armazenada.

Figura 44 – Força por deformação da prótese em PLA até a ruptura.



Elaborado pelo autor.

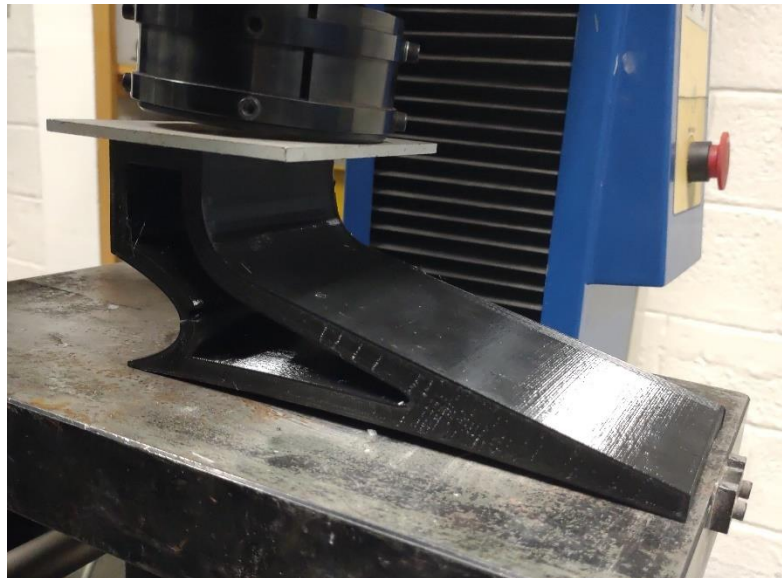
Figura 45 – Prótese em PLA rompida.



Elaborado pelo autor.

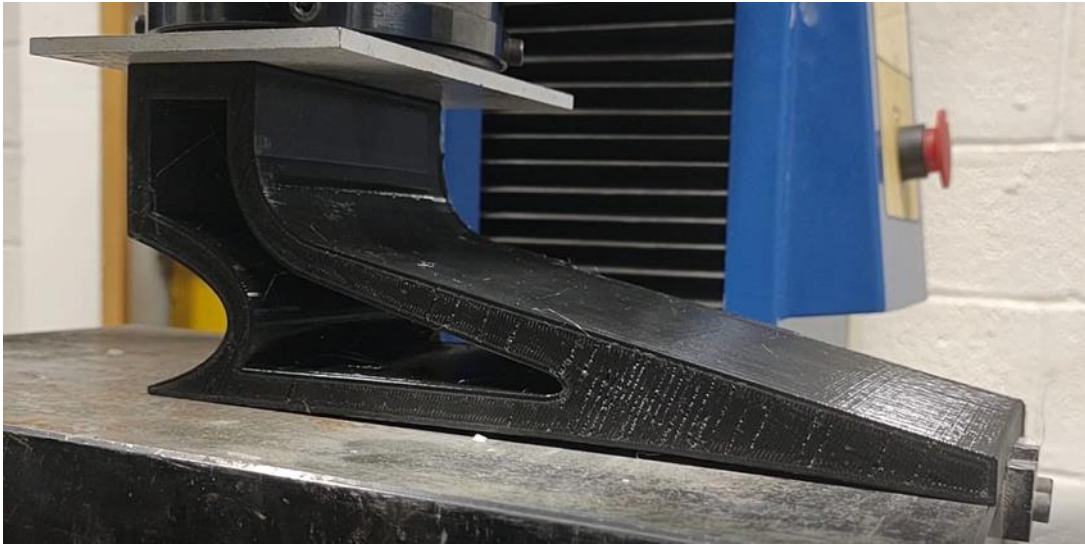
O mesmo efeito causado pela deformação da geometria pode ser observado nas Figura 46 e Figura 47 que mostram o protótipo antes e após a aplicação, respectivamente. É possível observar que da mesma forma que ocorreu com o PLA, para o PETG as curvaturas também se deformaram e cumpriram a função para a qual elas foram idealizadas.

Figura 46 – Prótese antes da aplicação da carga de 1.500 N.



Elaborado pelo autor.

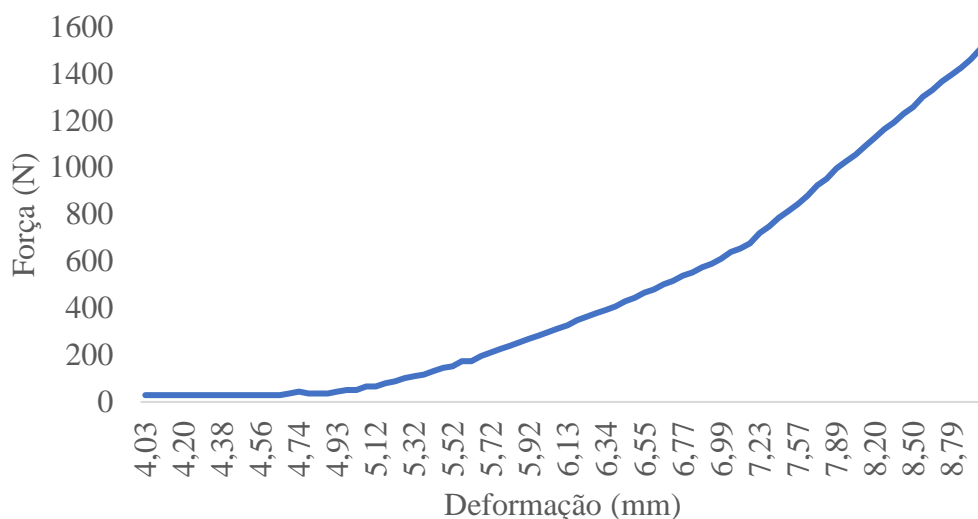
Figura 47 – Deformação da prótese em PETG com carga aplicada de 1.500 N.



Elaborado pelo autor.

Para o protótipo em PETG, também foram conduzidos 3 ensaios para averiguar o comportamento da deformação em função da tensão. A média para a deformação com a aplicação de 1.500N foi de 9,01 mm, o que representa apenas 3% de variação em relação aos valores simulados. Com isso, ficou evidente que os modelos computacionais apresentam resultados confiáveis, mesmo para a comparação com um modelo físico 3 meses após a fabricação. A Figura 48 mostra o gráfico para um dos ensaios realizados.

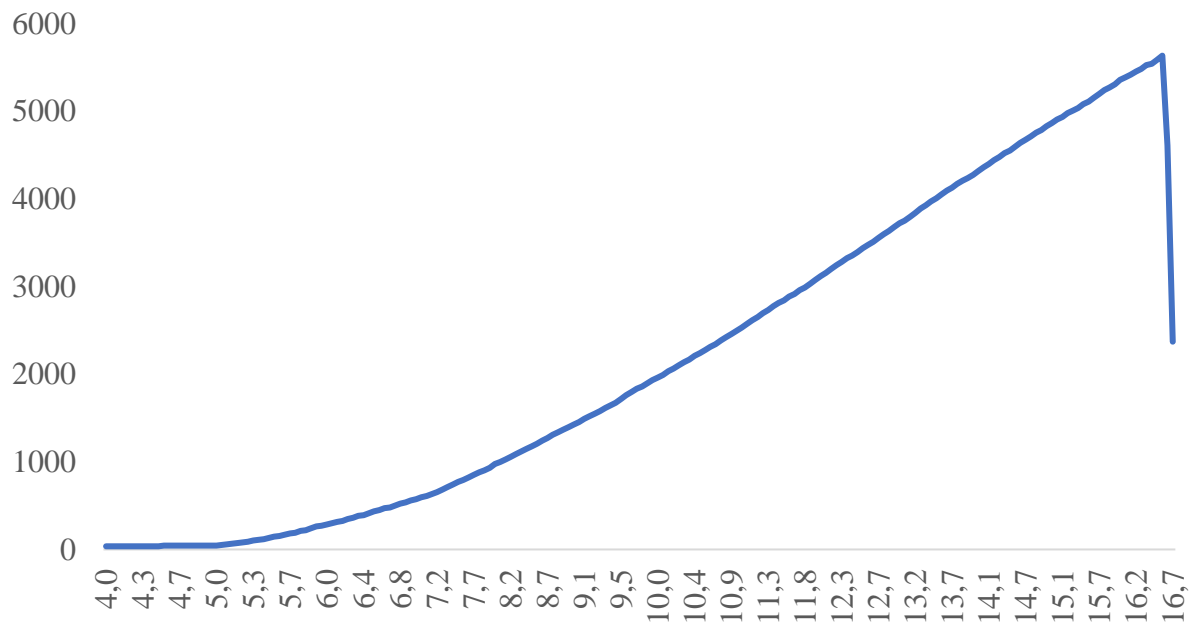
Figura 48 – Força por deformação da prótese em PETG.



Elaborado pelo autor.

A estrutura em PETG também foi submetida a carregamentos incrementais até a ruptura, porém o material resistiu a menos carga que o PLA, pois o módulo de elasticidade do PLA é maior que o do PETG. A Figura 49 mostra o gráfico com a força (4.609 N) e a deformação (16,6 mm) no momento da ruptura. A Figura 50 mostra que a ruptura do PETG foi mais sutil, com menos partes removidas da peça.

Figura 49 – Força por deformação da prótese em PETG até a ruptura.



Elaborado pelo autor.

Figura 50 – Prótese em PETG rompida.



Elaborado pelo autor.

5 CONCLUSÃO

Para o desenvolvimento da geometria foram realizados quatro protótipos, com alterações em cada um deles para que a estrutura da prótese apresentasse mais estabilidade e deslocamentos nas curvaturas, o que era um dos objetivos do trabalho. A primeira geometria não possuía estabilidade e quando a carga era aplicada havia um deslocamento indesejado que pode causar acidentes durante o uso. A partir da segunda geometria a instabilidade foi sanada e o foco passou a ser em alterar os deslocamentos das curvaturas sem prejudicar a instabilidade.

As modificações realizadas na geometria sem a alteração no material evidenciaram que os dimensionais das curvaturas têm relevância no resultado de deformação, inclusive maior que a alteração do material. As curvaturas que foram idealizadas inicialmente, após as modificações apresentaram deformação que proporcionam o amortecimento durante o uso.

O modelo computacional desenvolvido em PETG teve um deslocamento similar ao calculado durante o ensaio de compressão, o que evidenciou que as propriedades mecânicas não sofreram alteração após a fabricação, tendo sido registrado 9,01 mm para os testes físicos e 8,77 mm para o modelo computacional, o que representa uma diferença de apenas 3%. Para o PLA houve uma divergência significativa em relação aos modelos computacionais, com deformação de 5,28 mm, e físicos, com deformação de 7,44 mm, sendo a principal hipótese a alteração nas propriedades mecânicas em função da absorção de umidade. Dessa forma, o PLA não seria um material adequado para a prótese, pois as propriedades seriam alteradas ao longo da utilização.

O critério de falhas do Tsai-Hill, que é o mais adequado para a aplicação em termoplásticos, aprovou o PETG como um material possível de ser aplicado à geometria para as condições de contorno impostas, com um coeficiente de 0,28. O PLA foi rejeitado, não sendo seguro a fabricação dessa geometria com esse material para os carregamentos aplicados, com o coeficiente sendo o dobro do limite preconizado pelo critério de falha de 2,06. Mesmo o critério de falhas não aprovando o PLA como um possível material, durante o ensaio ele resistiu ao carregamento dos 1.500 N, porém, com o uso contínuo ele pode apresentar falhas.

Ao final, a geometria proposta resistiu ao carregamento, apresentou estabilidade e a deformação das curvaturas amortecem os carregamentos sem apresentarem deformação plástica. Tanto no modelo computacional quanto no físico foi possível perceber as curvaturas se deformando, principalmente a da planta do pé que toca completamente o chão durante a aplicação da carga.

5.1 Sugestão para trabalhos futuros

- Fabricar a geometria proposta com outros termoplásticos, para entender o comportamento;
- Avaliar se seria possível fazer alguma alteração na geometria para que ela seja aprovada no critério Tsai-Hill;
- Desenvolver um algoritmo de otimização que seja capaz de definir valores ótimos para otimizar as curvaturas;
- Desenvolver uma metodologia que permita a adaptação da prótese para o uso por uma pessoa.

REFERÊNCIAS

BARAÚNA, MA; DUARTE, F; SANCHEZ, HM; CANTO, RST; MALUSÁ, S; CAMPELO-SILVA, CD; VENTURA-SILVA, RA. Avaliação Do Equilíbrio Estático Em Indivíduos Amputados De Membros Inferiores Através Da Biofotogrametria Computadorizada, **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.10, p.83-90, 2006.

BOGUE, R. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments, **Industrial Robot: An International Journal**, v.36, p.421-427, 2009.

BUDYNAS, Richard G.; NISBETT, J. Keith. **Mechanical Engineering Design; McGraw-Hill**. 9.ed. New York, 2016.

Chambers, Henry G.; Sutherland, David H. A Practical Guide to Gait Analysis, **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.10, p.222-231, 2002.

Dala, Ugur; Erdoganb, Taner; Resitoglua, Bora; Beydagi, Hüseyin. Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking, **Gait & Posture**, v.31, p.366-369, 2010.

Dolzyk, Grzegorz; Jung, Sungmoon. Tensile and Fatigue Analysis of 3D-Printed PolyethyleneTerephthalate Glycol, **Journal of Failure Analysis and Prevention**, v.19, p.511-518, 2019.

FISH, J; BELYTSCHKO, T. **A First Course in Finite Elements**. England: Wiley, 2007.

Geng, Yanli; Yang, Peng; Xu, Xiaoyun; Chen, Lingling. Design and Simulation of Active Transfemoral Prosthesis, **Chinese Control and Decision Conference (CCDC)**, v.24, p.3724-3728, 2012.

Grimmer, Martin; Eslamy, Mahdy; Seyfarth, André. Energetic and Peak Power Advantages of Series Elastic Actuators in an Actuated Prosthetic Leg for Walking and Running, **Actuators**, v.3, p.1-19, 2014.

Gudmundsson, K. H.; Jonsdottir, F.; Thorsteinsson, F. A geometrical optimization of a magneto-rheological rotary brake in a prosthetic knee, **Smart Materials and Structures**, v.19, p.1-11, 2010.

GUERIN, Diogo Romário Bezerra. **Atuação Fisioterapêutica Na Reabilitação De Amputados Transfemorais Unilaterais**. 2018. 45f. Monografia (Curso de Graduação em Fisioterapia) - Faculdade de Educação e Meio Ambiente - FAEMA, Ariquemes, Brasil.

Herr1, Hugh M.; Grabowski, Alena M. Bionic ankle – foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation, **Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences**, v.279, p.457-464, 2011.

Highsmitha, M. Jason; Kahlea, Jason T.; Carey, Stephanie L; Lurac, Derek J.; Dubey, Rajiv V.; Csavina, Kristine R.; Quillen, William S. Kinetic asymmetry in transfemoral amputees while performing sit to stand and stand to sit movements, **Gait & Posture**, v.34, p.86-91, 2011.

Kirkwood, Renata Noce; Araújo, Priscila Albuquerque; Dias, Cláudia Silva. Biomecânica da marcha em idosos caídores e não caídores: uma revisão da literatura, **Rev. bras. ciênc. mov**, v.14, p.103-110, 2006.

Kumar, Neelesh. Parametric optimization and design validation based on finite element analysis of hybrid socket adapter for transfemoral prosthetic knee, **Prosthetics and Orthotics International**, v.38, p.363-368, 2014.

Kumar, Ranvijay; Singh, Rupinder; Farina, Ilenia. On the 3D printing of recycled ABS, PLA and HIPS thermoplastics for structural applications, **PSU Research Review**, v.2, p.115-137, 2018.

Lacerda, Nayara Mendes; Oliveira, Leonardo Pessoa Linhares; Vimieiro, Claysson Bruno Santos; Scari, Alexandre da Silva. Comparative Study Between 3d Printing Materials For Application In A Csr Prosthesis, **Encontro Nacional de Modelagem Computacional**, v.24, p.1-10, 2021.

LOTERIO, Flávia Aparecida. **Análise Do Padrão De Ativação Muscular De Indivíduos Hemiparéticos Pós-Avc Em Marcha Assistida Por Andador Robótico.** 2015. 105f.

Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde) - Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

MARTINEZ-VILLALPANDO, Ernesto C.; Herr, Hugh. Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking, **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v.46, p.361-373, 2009.

PAOLUCCI, Leopoldo Augusto. **Comparação De Dois Métodos Para Representação Da Força De Reação Do Solo No Desempenho De Classificação De Padrões Da Marcha.** 2006. 74f. Dissertação (Curso de Mestrado da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional) - Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG, Belo Horizonte, Brasil.

ROMERO, Rodrigo César Da Silveira. **Desenvolvimento De Protese Passiva Para Mão Humana Com Sistema Mecânico Para Restaurar Movimento Dos Dedos.** 2020. 157f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Belo Horizonte, Brasil.

Sawers, Andrew; Hahn; Michael E. Trajectory of the center of rotation in non-articulated energy storage and return prosthetic feet, **Journal of Biomechanics**, v.44, p.1673-1677, 2011.

Ministério da Saúde. **Diretrizes de atenção às pessoas submetidas a amputação; Ministério da Saúde.** 1.ed. Brasília, 2013.

SCARI, Alexandre da Silva. **Análise Estática de Mancais de Rolos Cônicos Aplicados em Transmissões Automotivas Manuais.** 2012. 130f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais – PUC Minas, Belo Horizonte, Brasil.

Instituto Nacional do Seguro Social. **Manual Técnico de Prescrição de Órteses Próteses Ortopédicas Não Implantáveis e Meios Auxiliares de Locomoção - Diretrizes para a Perícia Médica.** 76f. 2017.

SILVA, Fabiane Grazielle. **Projeto de guia adaptável ao quadril em plástico ABS para a cirurgia de osteotomia periacetabular**. 2017. 61f. Monografia (Curso de Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Juiz de Fora – UFJF, Juiz de Fora, Brasil.

Silva, Giorgio Gilwan; Mattozo, Tiago R.; Merino, Eugenio Andrés Diaz; Batista, Vilson J. Análise ergonômica do posto de trabalho de uma oficina de órteses e próteses para reabilitação de pessoas com deficiência, **DAPesquisa**, v.9, p.1-19, 2014.

Taboga, Paolo; Grabowski, Alena M. Axial and torsional stiffness of pediatric prosthetic feet, **Clinical Biomechanics**, v.42, p.47-54, 2017.

VIGNOLI, Lucas Lisbôa. **Modelos Micro Mecânicos Aplicados À Análise Multiescala De Compósitos Laminados**. 2020. 237f. Tese (Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, Belo Horizonte, Brasil.

Windrich, Michael; Grimmer, Martin; Christ, Oliver; Rinderknecht, Stephan; Beckerle, Philipp. Active lower limb prosthetics: A systematic review of design issues and solutions, **BioMedical Engineering Online**, v.15, p.6-19, 2016.

Wolf, Erik.J.; Everding, Vanessa Q.; Linberg, Alison A.; Czerniecki, Joseph M. Comparison of the Power Knee and C-Leg during step-up and sit-to-stand tasks, **Gait & Posture**, v.38, p.397-402, 2013.

Wu, Molei; Haque, Md Rejwanul; Shen, Xiangrong. Obtaining Natural Sit-to-Stand Motion with a Biomimetic Controller for Powered Knee Prostheses, **Journal of Healthcare Engineering**, v.2017, p.1-8, 2017.

Yang, Un-Je; Kim, Jung-Yup. Mechanical design of powered prosthetic leg and walking pattern generation based on motion capture data, **Advanced Robotics**, v.29, p.1061-79, 2015.

Yao, Tianyun; Deng, Zichen; Zhang, Kai; Li, Shiman. A method to predict the ultimate tensile strength of 3D printing polylactic acid (PLA) materials with different printing orientations, **Composites Part B: Engineering**, v.163, p.393-402, 2019.

Zhang, Wei; Cotton, Chase; Sun, Jessica; Heider, Dirk; Gu, Bohong; Sun, Baozhong; Chou, Tsu-Wei. Interfacial bonding strength of short carbon fiber/acrylonitrile-butadiene-styrene composites fabricated by fused deposition modeling, **Composites Part B: Engineering**, v.137, p.51-59, 2018.