

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES PARA MEMBROS
INFERIORES HÍBRIDAS EM IMPRESSÃO 3D/FIBRA DE CARBONO

FELIPE EDUARDO RIBEIRO SILVA

Itajubá – MG

2024

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES PARA MEMBROS
INFERIORES HÍBRIDAS EM IMPRESSÃO 3D/FIBRA DE CARBONO

FELIPE EDUARDO RIBEIRO SILVA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, do Instituto de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Itajubá, como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Dr. Antônio Carlos Ancelotti Junior

Coorientador: Dr. Guilherme Ferreira Gomes

Itajubá – MG

2024

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES PARA MEMBROS
INFERIORES HÍBRIDAS EM IMPRESSÃO 3D/FIBRA DE CARBONO

FELIPE EDUARDO RIBEIRO SILVA

Dissertação aprovada por banca examinadora
em 28 de março de 2024, conferindo ao autor
o título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Antônio C. Ancelotti Junior
Prof. Dr. Guilherme Ferreira Gomes
Prof. Dr. Luiz Claudio Pardini
Prof. Dr. Ricardo Mello Di Benedetto
Prof. Dr. Sebastião Simões da C. Junior

Itajubá – MG

2024

Agradecimentos

Agradeço a Deus, o idealizador de tudo, que tem me dado forças e sabedoria para a cada dia conhecer um pouco mais sobre sua maravilhosa criação.

À minha amada esposa Keila Jéssica, pelo carinho, compreensão, por estar comigo todo esse tempo e sua paciência nos momentos que estive dedicado a este projeto, sempre me motivando e incentivando. À minha amada filha Maria Eduarda pelo tempo que deixamos de brincar para eu me dedicar ao estudo.

Aos meus pais João Ider e Maria Angélica pelo apoio e amor incondicional em todos os momentos em que mais precisei. Obrigado por toda educação e afeto. Aos meus irmãos Pamella Tatyane, João Júnior e Matheus Vinícius pela presença, encorajamento e conselhos. Aos meus sobrinhos Hadryel e Pietro que despenderam um tempo para me auxiliar no trabalho.

Ao meu orientador Dr. Antônio Carlos Ancelotti Jr e coorientador Dr. Guilherme Ferreira Gomes por todo suporte, me guiando nesse grande desafio que resultou neste trabalho.

Agradeço aos demais colegas que foram envolvidos nesse trabalho, empenhando suas forças para que ele fosse realizado. Alunos de graduação, colegas de pós e pessoal do laboratório.

Que Deus abençoe a vida de cada um de vocês!

“Pois todas as coisas foram criadas por Ele, e tudo existe por meio Dele e para Ele. Glória a Deus para sempre! Amém!

- Romanos 11:36

Resumo

Visando a reabilitação de pessoas com amputações nos membros inferiores, as próteses são utilizadas com o intuito de proporcionar aos usuários condições para terem mais conforto e funcionalidades, possibilitando o caminhar e a execução de tarefas cotidianas. As próteses para amputação transtibial são dispositivos utilizados na região dos membros inferiores faltantes, localizados abaixo da articulação do joelho, ou seja, a tíbia, a fíbula e o pé. Um pé protético comumente é fabricado em moldes no processo autoclave, visando a produção em massa, o que impede que o usuário obtenha um modelo personalizado. Considerando obter uma prótese personalizada e de baixo custo, o presente trabalho busca projetar, fabricar e analisar a viabilidade de um novo conceito em pé protético. O projeto consiste em executar o escaneamento 3D de um pé humano real para obtenção de um modelo de desenho editável. O modelo foi então preparado para o desenvolvimento da parte estrutural do pé, em fibra de carbono/epóxi. A parte estrutural do pé foi trabalhada em um programa computacional de elementos finitos para obter as respostas estruturais (tensões, deformações e índice de falha de Tsai-Wu). Após a simulação numérica, os modelos em escala real foram impressos com o auxílio de uma impressora 3D e filamento de poliuretano termoplástico (TPU). O pé impresso recebeu, em seguida, uma estrutura interna (reforço) fabricada em compósito de matriz polimérica reforçado com fibra de carbono por meio de um processo manual de manufatura. Após a fabricação dos modelos, foram realizados ensaios mecânicos estáticos de compressão, de acordo com a norma ISO 10328:2016 para verificar as estruturas propostas neste trabalho. Os resultados dos ensaios mecânicos foram comparados com os da simulação numérica para a obtenção das correlações de valores, mostrando que as correlações entre a simulação numérica e os ensaios mecânicos foram satisfatórias. Adicionalmente, observou-se que o ensaio na região do calcanhar superou os requisitos da norma em 358%. Já o ensaio realizado na porção do antepé falhou quando aplicada uma carga de 20% da carga objetivo, devido a defeitos oriundos do processo de manufatura do compósito. Os resultados indicam que o conceito é altamente promissor, sendo uma alternativa viável na área de próteses para membros inferiores.

Palavras-chave: Prótese; Escaneamento; Impressão 3D; Manufatura aditiva; Fibra de Carbono; Simulação Computacional.

Abstract

Aiming at the rehabilitation of individuals with lower limb amputations, prostheses are used to provide users with conditions for greater comfort and functionality, enabling walking and the execution of daily tasks. Prostheses for transtibial amputation are devices used in the region of the missing lower limbs, located below the knee joint, namely the tibia, fibula, and foot. A prosthetic foot is commonly manufactured in molds using the autoclave process, aiming at mass production, which prevents the user from obtaining a personalized model. Considering obtaining a customized and low-cost prosthesis, the present work seeks to design, manufacture, and analyze the feasibility of a new concept in prosthetic feet. The project consists of performing 3D scanning of a real human foot to obtain an editable design model. The model was then prepared for the development of the structural part of the foot, in carbon fiber/epoxy. The structural part of the foot was worked on in a finite element computational program to obtain structural responses (stresses, deformations, and Tsai-Wu failure index). After numerical simulation, full-scale models were printed with the assistance of a 3D printer and thermoplastic polyurethane (TPU) filament. The printed foot then received an internal structure (reinforcement) manufactured in polymer matrix composite reinforced with carbon fiber through a manual manufacturing process. After the fabrication of the models, static compression mechanical tests were performed, following ISO 10328:2016 standard, to verify the structures proposed in this work. The results of the mechanical tests were compared with those of the numerical simulation to obtain correlation values, showing that the correlations between numerical simulation and mechanical tests were satisfactory. Additionally, it was observed that the test in the heel region exceeded the standard requirements by 358%. However, the test performed in the forefoot portion failed when a load of 20% of the target load was applied, due to defects originating from the composite manufacturing process. The results indicate that the concept is highly promising, being a viable alternative in the field of lower limb prosthetics.

Palavras-chave: Prosthesis; Scanning; 3D Printin;, Additive Manufacturing; Carbon Fiber; Computational Simulation.

Sumário

LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE TABELAS.....	xiii
LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIACÕES	xv
1. INTRODUÇÃO	16
1.1 Objetivos	17
1.2 Justificativa	17
1.3 Estruturação	18
2. REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1 Prótese Biomecânicas	19
2.2 Prótese Transtibiais.....	22
2.3 Materiais Compósitos	24
2.4 Simulação Numérica pelo Método dos Elementos Finitos	27
2.5 Requisitos de Projeto	28
2.6 Projetos na Literatura.....	29
3. METODOLOGIA NUMÉRICO-EXPERIMENTAL	37
3.1 Fluxo de Trabalho	37
3.2 Materiais	38
3.2.1 TPU	39
3.2.2 PLA	39
3.2.3 Fibra de Carbono.....	40
3.2.4 Aço	42
3.3 Modelo Geométrico	42
3.4 Modelagem Numérica.....	47
3.5 Manufatura.....	51

3.5.1	Impressão 3D.....	51
3.5.2	Compósitos.....	56
3.6	Ensaio Estáticos.....	58
3.6.1	Projeto e fabricação do dispositivo de ensaio	58
3.6.2	Ensaio de Compressão	59
3.6.3	Caracterização do Volume de Fibras	61
4.	RESULTADOS E DISCUSSÕES	63
4.1	Resultados Numéricos	63
4.1.1	Análise de Compressão	63
4.2	Ensaio Experimental	66
4.2.1	Ensaio do Antepé – Comprovação e Falha	66
4.2.2	Ensaio do Calcanhar – Comprovação e Falha.....	69
4.2.3	Análises das falhas e relação dos resultados numéricos e experimentais	73
5.	CONCLUSÕES E SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS	80
5.1	Conclusões	80
5.2	Sugestões para trabalhos futuros.....	82
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Molde e a perna protética de Cápua, respectivamente. Fonte: (BLIQUEZ, 1983).....	19
Figura 2.2 – Perna protética proposta por Ambroise Paré e Le Petit Lorrain. Fonte: (BENHAMOU, 1994).....	20
Figura 2.3 – Desenho da prótese de Van L. Phillips fabricada em material compósito. Fonte: (PHILLIPS, 1983).....	21
Figura 2.4 – Próteses de corrida: (A) Cheetah, (B) flex-sprint, (C) flex-run, (D) sprinter e (E) C-sprint. Fonte: (NOLAN, 2008).....	22
Figura 2.5 – Prótese modular para amputações de membros inferiores: a) Tubo protético, b) Suporte, c) Pé protético.....	23
Figura 2.6 – Disposição dos tipos de reforço. Fonte: Adaptado de (KAW, 2006).....	24
Figura 2.7 – Vários tipos de compósitos poliméricos em aplicações corporais. Fonte: Adaptado de (RAMAKRISHNA et al., 2001).....	25
Figura 2.8 – Simulação na região crítica. Fonte: Adaptado de (Bence Rochlitz., et al, 2017).....	30
Figura 2.9 – Ensaio de compressão no calcanhar. Fonte: Adaptado de (Bence Rochlitz., et al, 2017)	30
Figura 2.10 – Modelos CAD. Fonte: Adaptado de (Haro, B.F. <i>et al</i> , 2020).....	31
Figura 2.11 – Modelos CAE. Fonte: Adaptado de (Haro, B.F. <i>et al</i> , 2020).....	32
Figura 2.12 – Tensão máxima para 900N. Fonte: Adaptado de (Haro, B.F. <i>et al</i> , 2020).....	33
Figura 2.13 – Simulação computacional do pé. Fonte: Adaptado de (Nicoloso, L.G.V. <i>et al</i> , 2021).....	34
Figura 2.14 – Prótese monocoque personalizada. Fonte: Adaptado de (Nicoloso, L.G.V. et al, 2021).....	34
Figura 2.15 – Tensão e Deformação – Estudo 1. Fonte: Adaptado de (Alvarinho et al, 2022).....	35

Figura 2.16 – Tensão e Deformação – Estudo 2. Fonte: Adaptado de (Alvarinho et al, 2022).....	36
Figura 2.17 – Tensão e Deformação – Estudo 3. Fonte: Adaptado de (Alvarinho et al, 2022).....	36
Figura 3.0 – Fluxograma de trabalho. Fonte: Autor.....	38
Figura 3.1 – Escaneamento do modelo no <i>software</i> Skanect Fonte: Autor.....	42
Figura 3.2 – Preparação do modelo escaneado no <i>software</i> Skanect Fonte: Autor.....	43
Figura 3.3 – Correção do modelo no <i>software</i> Sculptris Alpha Fonte: Autor.....	43
Figura 3.4 – Modelagem no <i>software</i> Solidworks Fonte: Autor.....	44
Figura 3.5 – Pé protético existente como referência Fonte: Autor.....	44
Figura 3.6 – Definição da Geometria do Reforço Fonte: Autor.....	45
Figura 3.7 – Definição da Geometria do Reforço Fonte: Autor.....	45
Figura 3.8 – Caminhos dos reforços internos. Fonte: Autor.....	46
Figura 3.9 – Molde bipartido para suporte do tornozelo. Fonte: Autor.....	46
Figura 3.10 – Reforço interno. Fonte: Autor.....	47
Figura 3.11 – Direção das Fibras do Compósito. Fonte: Autor	48
Figura 3.12 – Detalhamento do Compósito de Fibra de Carbono. Fonte: Autor.....	49
Figura 3.13 – a) Aplicação das Condições de Contorno no Calcânhar e Tornozelo e b) Aplicação das Condições de Contorno no Antepé e Tornozelo. Fonte: Autor.....	49
Figura 3.14 – Processo de impressão 3D. Fonte: Adaptado de (CANTRELL <i>et al.</i> , 2017).....	51
Figura 3.15 – Etapas da simulação de impressão do pé protético. Fonte: Autor.....	53
Figura 3.16 – Processo de impressão 3D do modelo reduzido. Fonte: Autor.....	53
Figura 3.17 – Processo de impressão 3D do modelo final. Fonte: Autor.....	54
Figura 3.18 – Etapas da simulação de impressão do suporte. Fonte: Autor.....	54
Figura 3.19 – Processo de impressão 3D do modelo final. Fonte: Autor.....	55

Figura 3.20 – Processo de manufatura do reforço. Fonte: Auto.....	57
Figura 3.21 – Projeto do dispositivo de ensaio. Fonte: Autor.....	58
Figura 3.22 –Dispositivo de ensaio. Fonte: Autor.....	59
Figura 3.23– Posição de ensaio frontal. Fonte: Autor.....	60
Figura 3.24 – Posição de ensaio calcanhar. Fonte: Autor.....	60
Figura 3.25 – Ciclo térmico usado para degradação da resina. Fonte: Autor.....	61
Figura 4.1 – Simulação Calcanhar – Tsai-Wu. Fonte: Autor.....	63
Figura 4.2 – Simulação Antepé – Tsai-Wu. Fonte: Autor.....	64
Figura 4.3 –Simulação Calcanhar – Deslocamento. Fonte: Autor.....	65
Figura 4.4 – Simulação Antepé – Deslocamento. Fonte: Autor.....	65
Figura 4.5 – Ensaio de Compressão no Antepé. Fonte: Autor.....	67
Figura 4.6 – Ensaio de Comprovação no Antepé. Fonte: Autor	68
Figura 4.7 – Energia Absorvida pelo Antepé. Fonte: Autor	69
Figura 4.8 – Ensaio de Compressão no Calcanhar. Fonte: Autor	70
Figura 4.9 – Ensaio de Comprovação no Calcanhar. Fonte: Autor	71
Figura 4.10 – Energia Absorvida na Comprovação do Calcanhar. Fonte: Autor.....	71
Figura 4.11 – Ensaio de Falha no Calcanhar. Fonte: Autor	72
Figura 4.12 – Energia Absorvida na Falha no Calcanhar. Fonte: Autor	73
Figura 4.13 – Reforço interno CDP1. Fonte: Autor	76
Figura 4.14 – Regiões com baixo preenchimento do CDP1. Fonte: Autor	76
Figura 4.15 – Modo de falha para ensaio no antepé. Fonte: Autor.....	77
Figura 4.16 – Regiões com pequenas seções transversais do CDP. Fonte: Autor.....	77
Figura 4.17 – Regiões com acúmulo de resina. Fonte: Autor	78
Figura 4.18 – Regiões com falta de resina. Fonte: Autor.....	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Propriedades mecânicas de materiais orgânicos / membros corporais. Fonte: (LEDERMAN et al., 2015).....	26
Tabela 2.2 – Propriedades mecânicas típicas de materiais compósitos e polímeros. Fonte: (LEDERMAN et al., 2015).....	26
Tabela 2.3 – Condições de carga para o nível A100 da norma. Fonte: Autor.....	29
Tabela 3.1 – Dados físicos e técnicos do filamento TPU fornecidos pelo fabricante. Fonte: Autor.....	39
Tabela 3.2 – Dados físicos e técnicos do filamento PLA fornecidos pelo fabricante. Fonte: Autor.....	40
Tabela 3.3 – Dados físicos e técnicos da fibra de carbono fornecidos pelo fabricante. Fonte: Autor.....	40
Tabela 3.4 – Dados físicos e técnicos do sistema de resina fornecidos pelo fabricante. Fonte: Autor.....	41
Tabela 3.5 – Propriedades do compósito de fibra de carbono T300 Unidirecional/resina epóxi LY556/HT972. Fonte: Adaptado de (MADHAVI et al., 2009).....	41
Tabela 3.6 – Dados do Aço Carbono SAE 1020. Fonte: (JUNQUEIRA et al., 2018).....	42
Tabela 3.7 – Criação das Camadas do Compósito. Fonte: Autor.....	48
Tabela 3.8 – Parâmetros de impressão 3D - prótese. Fonte: Autor.....	52
Tabela 3.9 – Parâmetros de impressão 3D - Molde. Fonte: Autor.....	55
Tabela 3.10 – Quantidades de cabos de Fibra de Carbono. Fonte: Autor.....	56
Tabela 3.11 – Massa dos corpos de prova. Fonte: Autor.....	58
Tabela 4.1 – Valores da margem de segurança para o reforço interno. Fonte: Autor.....	64
Tabela 4.2 – Relação entre os resultados de compressão com os seus respectivos volumes de fibra. Fonte: Autor.....	74

Tabela 4.3 – Relação entre os resultados computacionais e experimentais. Fonte:	
Autor.....	74

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

CAD – Desenho auxiliado por computador

CAE – Engenharia auxiliada por computador

CAM – Manufatura auxiliada por computador

3D – Três dimensões

2D – Duas dimensões

CDP – Corpo de prova

PLA – Poliacido láctico

TPU – Termoplástico de poliuretano

ABS – Acrilonitrila butadieno estireno

FEM – Método dos elementos finitos

FEA – Análise por elementos finitos

1. INTRODUÇÃO

As próteses para amputações de membros inferiores fornecem ao usuário condições para que retornem as atividades cotidianas com mais conforto e funcionalidade, ou seja, possam voltar a caminhar e realizar tarefas do cotidiano (SHASMIN *et al.*, 2007). Geralmente, as próteses para amputações de membros inferiores são constituídas de alguns componentes estruturais como o pé protético, o tubo protético e o suporte para o tubo protético.

No caso das próteses transtibiais o pé exerce a função de suportar os esforços e transmiti-los aos elementos de ligação/encaixe. As próteses podem ser fabricadas em material compósito, mais especificamente em fibra de carbono/epóxi, o que garante resistência mecânica elevada e bom retorno elástico durante a caminhada.

O conceito de material compósito está vinculado a combinação de dois tipos de materiais diferentes e imiscíveis para formar um novo material composto que possui propriedades mecânicas superiores se comparado aos originais isoladamente (STRONG, 2008). Normalmente, o material compósito é formado por uma fase polimérica chamada de matriz e por uma fase de reforço geralmente constituída por fibras (KAW, 2006). Essa combinação geralmente acarreta em um material compósito com propriedades superiores aos materiais tradicionais, dentre as quais está a elevada rigidez, baixo peso, resistência a corrosão e resistência a fadiga (JONES, 1999).

Para a manufatura de materiais compósitos, podem ser adotados diversos processos que devem se adequar a complexidade geométrica, espessura, comprimento e custo (MARTINS, 2015). Em utilização, as próteses estão sujeitas a carregamentos que podem variar entre 4 e 8 vezes o peso corporal do usuário. Esses carregamentos podem ocasionar a falha da prótese por delaminação entre as camadas de fibra de carbono/epóxi, levando à sua inutilização.

O presente trabalho busca desenvolver próteses com configurações inovadoras com alto desempenho utilizando a combinação da tecnologia de impressão 3D reforçadas com compósitos de fibra de carbono. Neste processo, a prótese é projetada de maneira que a parte impressa sirva de suporte para o reforço em fibra de carbono/epóxi, a parte estrutural do pé. Como resultado, além da inovação no método construtivo, as próteses fabricadas neste método poderão oferecer ao usuário, melhor desempenho estrutural e redução de custos pelo uso otimizado do volume de fibra de carbono. O projeto será executado em fases, sendo a primeira

para obtenção da geometria ideal, por meio de escaneamento, seguida de simulações numéricas em elementos finitos. A segunda para manufatura de modelos impressos em 3D reforçados com fibra de carbono e a terceira fase para execução de ensaios mecânicos estáticos conforme norma ISO 10328:2016.

1.1 Objetivos

Objetivo Geral:

Como uma alternativa aos pés de próteses para membros inferiores disponíveis no mercado e na literatura, o principal objetivo deste trabalho é projetar, fabricar e analisar a viabilidade de um novo conceito de pé protético, empregando a combinação da tecnologia de impressão 3D com reforço interno de fibra de carbono.

Objetivos específicos:

São objetivos específicos do presente trabalho:

- Projetar e analisar, pelo método dos elementos finitos, o reforço interno utilizando a norma ISO 10328:2016 como referência.
- Validar as configurações estudadas através de simulação numérica pelo método dos elementos finitos e ensaios mecânicos regidos pela norma ISO 10328:2016.
- Verificar a relação entre os resultados numéricos e experimentais das configurações propostas.
- Analisar o processo de fabricação da prótese de membro inferior do ponto de vista industrial.

1.2 Justificativa

No Brasil, a escassez de tecnologia no setor de próteses coloca o país em uma posição desafiadora quanto à balança comercial dessa indústria. Produtos semelhantes são importados de empresas como Ossur e Ottobock, já que não existem fabricantes nacionais de próteses com registro ativo na ANVISA, e também não há produtos importados similares disponíveis no

mercado local. A presente proposta incentiva as empresas do setor a investir nesse tipo de tecnologia, reconhecendo assim a alta relevância do impacto tecnológico esperado.

Além disso, o impacto econômico do projeto é significativo, uma vez que pode resultar em uma redução de custos na fabricação do componente, caso o produto seja registrado na ANVISA e comercializado. Atualmente, o alto custo de aquisição das próteses impede e limita o acesso de usuários a produtos de bom desempenho.

1.3 Estruturação

Este trabalho está dividido em cinco capítulos conforme descritos a seguir:

O Capítulo 1 apresenta uma breve introdução a este trabalho, destacando os motivos que motivaram este estudo, bem como delinea os objetivos e suas justificativas.

Já o Capítulo 2 oferece uma revisão da literatura, abordando de forma concisa os materiais compósitos e sua aplicação na medicina moderna e biomecânica. Além disso, explora o estado atual das próteses biomecânicas e transtibiais, concluindo com uma análise das características da norma utilizada para a validação da prótese.

O Capítulo 3 fornece detalhes sobre os materiais empregados, como a metodologia adotada para o projeto, fabricação e validação da prótese, abrangendo tanto a análise numérica quanto os ensaios mecânicos.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados provenientes tanto da simulação numérica quanto dos ensaios experimentais. Além disso, realizou-se uma análise da relação entre os testes computacionais e físicos. Por fim, foram discutidos os detalhes do processo de fabricação e suas implicações nos resultados finais.

O Capítulo 5 apresenta a conclusão geral deste trabalho bem como as conclusões específicas baseadas nos resultados obtidos no Capítulo 4. Além disso, traz sugestões para trabalhos futuros.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Prótese Biomecânicas

Desde os primórdios da humanidade, infortúnios naturais ou não-naturais como doenças, guerras, acidentes automotivos, etc., ocasionam perdas de membros corporais como dentes, braços, pernas, etc. (BLIQUEZ, 1983). A solução encontrada para a reposição destes membros perdidos está na utilização de próteses. O termo “prótese” tem origem do verbo grego “*prostithénai*” cujo significado é “colocar no lugar” (BLIQUEZ, 1983).

As primeiras próteses que possuem registro tiveram sua origem no Egito antigo. Devido suas configurações rudimentares, estas próteses eram utilizadas como complemento para o corpo ao invés de serem funcionais. Porém, recentemente cientistas relataram terem encontrado o primeiro dedo protético feito em madeira com aspecto funcional em uma múmia antiga no Egito (NORTON, 2007).

Ao decorrer dos tempos, o projeto das próteses foi se aprimorando em relação ao seu aspecto funcional. Em 1858, na cidade da Cápua, Itália, desenterrou-se uma perna artificial (Figura 2.1) datada de 300 a.C, feita em bronze e ferro com um núcleo de madeira, aparentemente com uso funcional em amputação de membro inferior (NORTON, 2007).



Figura 2.1 - Molde e a perna protética de Cápua, respectivamente. Fonte: (BLIQUEZ, 1983)

Em 1560, o cirurgião francês Ambroise Paré e o artesão francês Le Petit Lorrain projetaram uma perna protética funcional e revolucionária feita de metal, couro, papel e cola. Ilustrada pela Figura 2.2, a prótese para amputação de membro inferior faz uso de um mecanismo de acionamento por cordão garantindo certa mobilidade ao usuário (BENHAMOU, 1994).

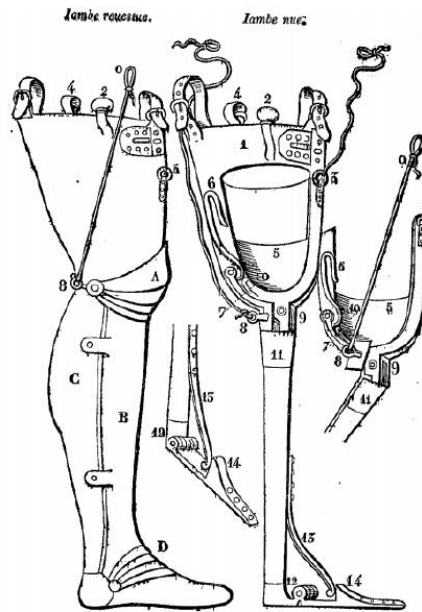


Figura 2.2 - Perna protética proposta por Ambroise Paré e Le Petit Lorrain. Fonte: (BENHAMOU, 1994)

Ao decorrer do século dezessete até meados do século dezenove, vários conceitos de próteses foram desenvolvidos como o caso de Pieter Verduyn que, em 1696, projetou a primeira prótese com juntas móveis tornando-se referência para futuras próteses com juntas que possibilitam graus de liberdade ao usuário. Já em 1800, um londrino chamado James Potts desenvolveu uma prótese para amputação de membro inferior fabricada em madeira que se tornou conhecida como “*Anglesey Leg*”. Em 1839, William Selpho levou a prótese de Potts para os Estados Unidos e desenvolveu a prótese que se chamaria “*Selpho Leg*”. O desenvolvimento de próteses continuou crescente no século dezenove até chegar em 1912 onde o aviador Marcel Desoutter, que perdeu sua perna na primeira guerra mundial, projetou e fabricou a primeira prótese de alumínio da história (NORTON, 2007).

De acordo com Nolan (2008), depois da invenção do pé protético SACH no final da década de 1950, o projeto e os tipos de materiais empregados na manufatura de próteses não mudaram muito. Porém, na década de 1980, um pé protético flexível foi fabricado utilizando dois compósitos de fibra de carbono, material leve, resistente e de alta resistência mecânica que até então havia sido utilizado predominantemente na indústria aeronáutica.

O primeiro modelo de prótese transtibial fabricado completamente em material compósito foi desenvolvido por Van L. Phillips em 1983 (PHILLIPS, 1983). Esse modelo proposto por Phillips (Figura 2.3) engloba a junção de um pé protético com extensão até o coto.

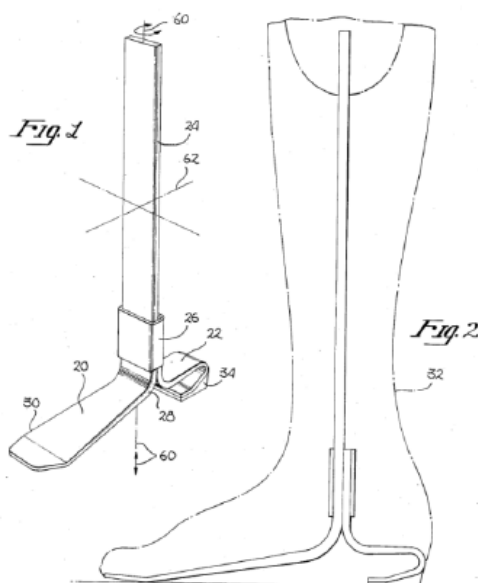


Figura 2.3 – Desenho da prótese de Van L. Phillips fabricada em material compósito. Fonte: (PHILLIPS, 1983)

A partir de Ambroise Paré e Le Petit Lorrain teve início a introdução de novos materiais não convencionais, conceitualmente chamados de materiais compósitos de baixa resistência, para a manufatura de próteses. Porém, com a prótese de Van L. Phillips iniciou-se o uso de materiais compósitos de alta resistência para manufatura de próteses de alto desempenho e conforto para o usuário.

Com o avanço no desenvolvimento de novos materiais compósitos, principalmente com o uso de fibra de carbono e resinas termorrígidas, foi possível um grande avanço no projeto de novas próteses e aparelhos ortopédicos (SCHOLZ *et al.*, 2011). Nos jogos olímpicos de 1988, utilizou-se, pela primeira vez, um pé protético flexível em uma corrida esportiva. Em 1992, vários modelos de próteses de corrida fabricadas em material compósito foram desenvolvidos como é o caso das próteses Cheetah (Össur), flex-sprint (Össur), flex-run (Össur), sprinter (Otto Bock) e C-sprint (Otto Bock) ilustradas na Figura 2.4 (NOLAN, 2008).

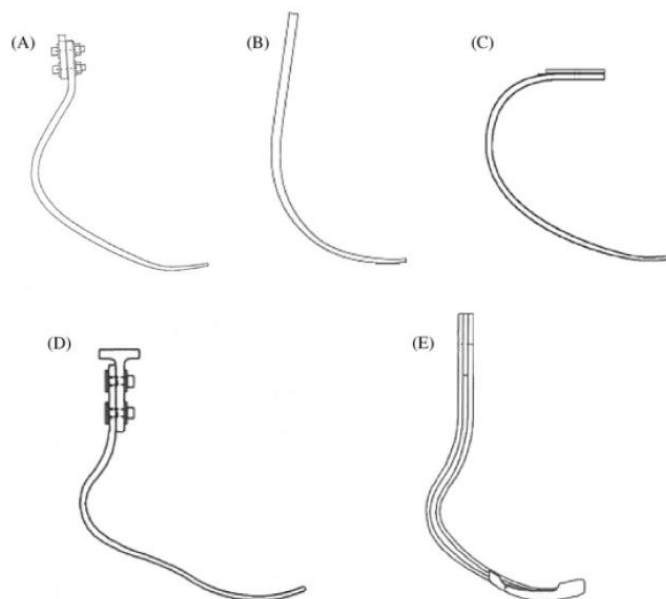


Figura 2.4 – Próteses de corrida: (A) Cheetah, (B) flex-sprint, (C) flex-run, (D) sprinter e (E) C-sprint.

Fonte: (NOLAN, 2008)

Assim, o desenvolvimento das próteses transtibiais passou por constante evolução de projeto e seleção de materiais desde o século 20 até as mais sofisticadas próteses em materiais compósitos poliméricos nos dias atuais como as próteses de corridas.

2.2 Prótese Transtibiais

De acordo com Vilagra (2011), a amputação transtibial ou amputação de membro inferior pode ser definida como aquela que é realizada entre a articulação do joelho e a desarticulação tibiotársica, podendo ser dividida em três níveis: terço proximal, médio e distal.

As próteses transtibiais podem ser divididas biomecanicamente em dois grupos: Próteses convencionais (exoesqueléticas) e modulares (endoesqueléticas). De acordo com Carvalho (1999) e Bocolini (2000) as próteses convencionais possuem uma estrutura rígida, sendo fabricadas em plástico e/ou madeira e as próteses modulares possuem vários componentes ajustáveis e intercambiáveis entre si, sendo fabricados em aço, alumínio, titânio e fibra de carbono. As próteses modulares são consideradas superiores as convencionais devido a sua funcionalidade, pois permitem um melhor alinhamento por possuírem componentes ajustáveis (VILAGRA *et al.*, 2011).

As próteses para amputações de membros inferiores objetivam dar aos usuários condições para que tenham uma vida normal, ou seja, possam voltar a caminhar e realizar tarefas do cotidiano (SHASMIN *et al.*, 2008). Geralmente, as próteses modulares são constituídas de alguns componentes estruturais e intercambiáveis, ilustrados pela Figura 2.5, tais como o pé protético, o tubo protético e o suporte para o tubo protético.



Figura 2.5 - Prótese modular para amputações de membros inferiores: a) Tubo protético, b) Suporte, c) Pé protético. Fonte: Autor.

Alguns estudos (GIEST; CHANG, 2016; SILVERMAN; NEPTUNE, 2012; WINTER; SIENKO, 1988) investigaram os efeitos biomecânicos das próteses transtibiais e sua relação com a locomoção (caminhada) de pessoas com amputações de membros inferiores. Estes estudos demonstraram a eficiência das próteses transtibiais em prover o suporte corpóreo necessário para os usuários além de restaurar as funções locomotoras perdidas e antropometrias alteradas.

De acordo com Major *et. al* (2011) um grande número de estudos investigou os efeitos do projeto de próteses transtibiais relacionados a consequências biomecânicas e fisiológicas sobre o desempenho do amputado, mas sem levar em consideração suas propriedades mecânicas. As propriedades mecânicas, projeto e funcionalidade das próteses transtibiais têm efeito direto sobre o conforto do amputado (FEY; KLUTE; NEPTUNE, 2011; ZHANG *et al.*, 1998).

2.3 Materiais Compósitos

O conceito de material compósito refere-se à união de dois ou mais materiais imiscíveis quimicamente que se combinam em escala macroscópica para formar um novo material. Esse novo material, se bem projetado, apresentam melhores propriedades que os seus componentes ou constituintes não apresentam individualmente (STRONG, 2008). Um destes constituintes é chamado de reforço ou fase de reforço cujo objetivo, já referenciado pelo próprio nome, é reforçar o compósito no aspecto de suportar carregamentos estruturais. O segundo constituinte, que é responsável pela união e transferência de carga no compósito, é chamado de matriz (ANCELOTTI JUNIOR, 2006). Geralmente a fase de reforço pode ser formada por tecidos ou partículas e a fase de matriz por materiais poliméricos como as resinas termorrígidas e termoplásticas (KAW, 2006).

Os materiais compósitos podem ser classificados por meio da geometria, tamanho, distribuição e orientação do reforço ou pelo tipo de matriz. Segundo Kaw (2006), a classificação quanto à forma que os reforços estão dispostos na matriz (Figura 2.6) pode ser dividida em:

- Reforço com particulados
- Reforço com fibras curtas ou descontínuas (alinhadas ou desalinhadas)
- Reforço com fibras longas (na forma de filamentos ou tecidos)

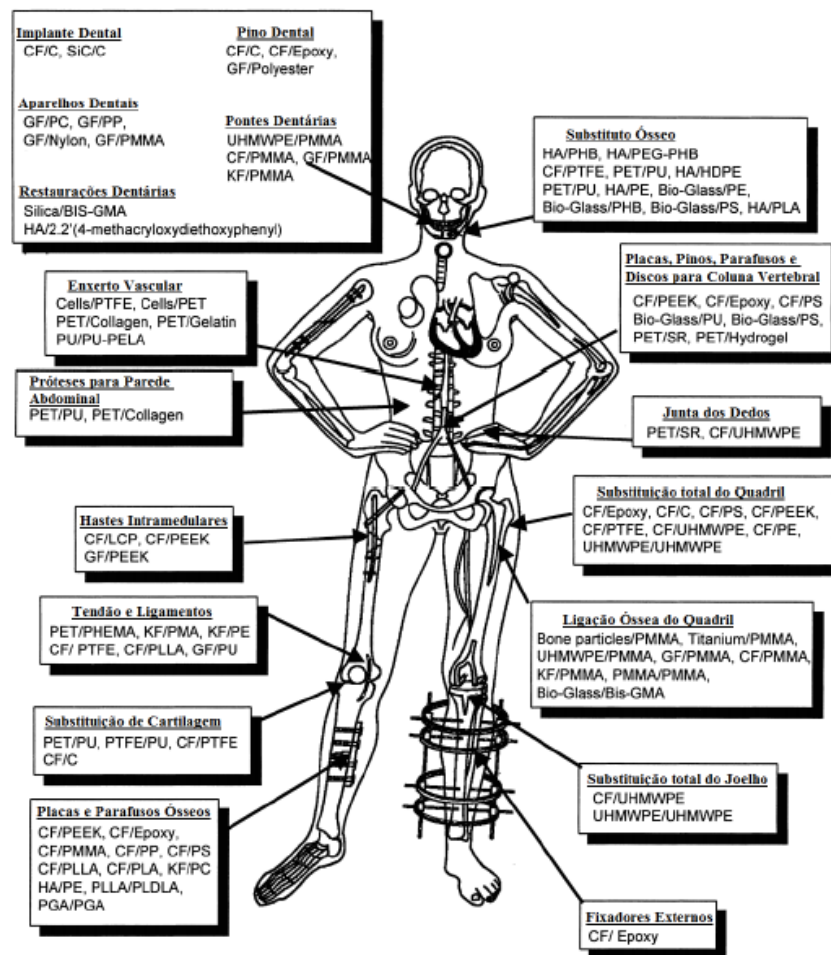


Figura 2.6 - Disposição dos tipos de reforço. Fonte: Adaptado de (KAW, 2006)

Os materiais compósitos possuem uma vasta gama de aplicações em diversos setores industriais como o aeroespacial, automotivo, construção marítima, energias renováveis, etc

(ATAFF, 2013). Segundo Pardini (2000), os compósitos estruturais com matrizes poliméricas despertam o interesse para aplicações em engenharia por apresentarem baixa massa específica ($< 2 \text{ g/cm}^3$) aliada à alta resistência mecânica ($\sigma_T > 500 \text{ MPa}$). Um destes materiais compósitos é os de matriz polimérica reforçado com fibra de carbono (CFRP). Enfoque deste trabalho, esse tipo de compósito apresenta grande aplicação estrutural em todos os seguimentos industriais mencionados anteriormente devido as suas excelentes propriedades mecânicas.

De acordo com Ramakrishna *et al.* (2001), nas últimas décadas os compósitos começaram a ser aplicados, tanto com função estrutural quanto estética, na área da medicina moderna e biomecânica (Figura 2.7).



CF: Fibra de Carbono, **C:** Carbono, **GF:** Fibra de Vidro, **KF:** Fibra de Kevlar, **PMMA:** Polimetilmetacrilato, **PS:** Polissulfona, **PP:** Polipropileno, **UHMWPE:** Polietileno de Alta densidade, **PLDLA:** Poli L-DL-Lactida, **PLLA:** Poli L-Ácido Lático, **PGA:** Ácido Poliglicólico, **PC:** Policarboneto, **PEEK:** Poli-Éter-Éter-Cetona, **HA:** Hidroxiapatita, **PMA:** Polimetilacrilato, **BIS-GMA:** Bisfenol A-Glicidil Metacrilato, **PU:** Poliuretano, **PTFE:** Politetrafluoretileno, **PET:** Politereftalato de Etileno, **PEA:** Polietileno Adipato, **SR:** Borracha de Silicone, **PELA:** Copolímero em bloco de Ácido Lático e Polietileno Glicol, **LCP:** Polímeros de Cristais Líquidos, **PHB:** Polihidroxibutirato, **PEG:** Polietilenoglicol, **PHEMA:** Poli 2 Hidroxiethyl Metacrilato

Figura 2.7 - Vários tipos de compósitos poliméricos em aplicações corporais. Fonte: Adaptado de (RAMAKRISHNA *et al.*, 2001)

A incorporação de membros corporais por compósitos de matriz polimérica está diretamente ligada à sua vasta composição, propriedades, formas e por apresentarem a capacidade de serem fabricados com geometrias complexas (RAMAKRISHNA *et al.*, 2001). Além disso, a biocompatibilidade destes materiais é outro motivo pelo qual seu uso vem crescendo na medicina moderna (LEDERMAN *et al.*, 2015). Outra característica importante para utilização de materiais compósitos poliméricos na utilização em membros corporais faltantes está relacionada às suas propriedades mecânicas. As Tabelas 2.1 e 2.2 apresentam algumas propriedades mecânicas de materiais orgânicos/membros corporais e de alguns compósitos poliméricos e polímeros.

Tabela 2.1 - Propriedades mecânicas de materiais orgânicos / membros corporais. Fonte: (LEDERMAN *et al.*, 2015)

Materiais Orgânicos / Membros Corporais	Módulo de Elasticidade (GPa)	Limite de Resistência (MPa)
Osso Cortical	17,7	133
Osso Esponjoso	0,4	7,4
Esmalte Dental	84,3	10
Dentina	11	39,3
Cartilagem das Articulações	10,5	27,5
Cartilagem Fibrosa	159,1	10,4
Ligamentos	303	29,5
Tendão	401,5	46,5

Tabela 2.2 – Propriedades mecânicas típicas de materiais compósitos e polímeros. Fonte: (LEDERMAN *et al.*, 2015)

Materiais Compósitos de matriz polimérica / Polímeros	Módulo de Elasticidade (GPa)	Limite de Resistência (MPa)
PE	0,88	35
PU	0,02	35
PEEK	8,30	139
PMMA	2,55	59
PET	2,85	61
Fibra de Carbono Unidirecional/Epóxi (60% Fibra)	145	1240
Fibra de Vidro Unidirecional /Epóxi (60% Fibra)	45	1020
Fibra de Aramida Unidirecional /Epóxi (60% Fibra)	76	1380

Pode-se observar comparando as tabelas que as propriedades dos materiais orgânicos/membros corporais são muito próximas a de materiais de engenharia, polímeros e

compósitos, o que favorece a utilização destes materiais na substituição total ou parcial de alguns membros.

2.4 Simulação Numérica pelo Método dos Elementos Finitos

A simulação numérica pelo método dos elementos finitos é atualmente a forma de modelagem e cálculo estrutural mais utilizada para obtenção de soluções aproximadas de problemas de engenharia (SILVEIRA; FANCELLO, 2015). O Método dos Elementos Finitos (FEM) é uma técnica numérica utilizada para determinar a solução aproximada para cálculos estruturais, por equações diferenciais parciais (EDP) em um domínio definido. Para resolver a EDP, o principal desafio é criar uma base de função que pode aproximar-se da solução. Há muitas maneiras de construir a base de aproximação e como isso é feito é determinado pela formulação selecionada.

O Método dos Elementos Finitos tem um desempenho muito bom para resolver equações diferenciais parciais sobre domínios complexos que podem variar com o tempo. Este método surgiu em meados dos anos 50 como uma ferramenta analítica e teve seu desenvolvimento vertiginoso na década 60 com a demanda do setor espacial (SILVEIRA; FANCELLO, 2015). A sua aplicação é bastante ampla, podendo ser aplicado tanto na parte de cálculo estrutural (análises estáticas e dinâmicas) como também na área de fluidos e na área térmica.

Na área da biomecânica e medicina moderna, diversos trabalhos utilizaram a simulação numérica pelo método dos elementos finitos para obtenção de valores aproximados de tensão e deslocamento em próteses transtibiais bem como análise dos seus mecanismos de falha e validação dos projetos (CAGLE *et al.*, 2017; JIA *et al.*, 2005; KE *et al.*, 2017; LENKA; CHOUDHURY, 2011).

Em seu trabalho, Lee *et al.* (2004) utilizou simulação numérica pelo método dos elementos finitos para avaliar as tensões e os deslocamentos de em um tubo protético feito de polipropileno. Como condição de contorno utilizou três tipos de carregamentos simulando a marcha de um usuário. Para a validação do modelo, o trabalho comparou os resultados numéricos com os experimentais obtidos de ensaio em um paciente de 55 anos de idade e massa de 81 Kg. Das análises dos resultados, o autor conclui que o método dos elementos finitos é

uma excelente ferramenta para fase de projeto estrutural de próteses, pois existe uma aproximada relação entre os dados experimentais e numéricos. Além disso, exalta que o uso de simulação numérica traz grande economia na fase inicial, pois é possível realizar vários projetos estruturais até se chegar ao projeto final sem a necessidade de manufatura de vários protótipos.

Em outro trabalho sobre tubos protéticos, Martins (2015) fez uso de simulação numérica para a fase inicial de projeto de um tubo protético em material compósito. Além disso, o autor realizou uma otimização estrutural para encontrar uma sequência de empilhamento de camadas que suportasse as condições de carregamentos descritos pela norma ISO 10328:2016. Para analisar a falha do tubo protético, utilizou o critério de Tsai-Wu para materiais compósitos. Diante dos resultados experimentais pode-se constatar que os dados simulados possuíam boa relação e efetivamente suportavam as cargas impostas pela norma.

Enfoque deste trabalho, o uso de simulação numérica pelo método dos elementos finitos encontra respaldo na literatura como uma boa ferramenta para a fase inicial de projeto e validação numérica de estruturas voltadas para a área de biomecânica.

2.5 Requisitos de Projeto

Os requisitos de projeto envolvendo dimensionamento, carregamentos que o pé protético deve suportar e posicionamentos para ensaios experimentais foram norteados pela norma ISO 10328:2016 intitulada “Próteses - Teste estrutural de próteses de membros inferiores - Requisitos e métodos de ensaio”.

Os ensaios descritos na norma abrangem próteses transtibiais (amputações abaixo do joelho), próteses para desarticulações do joelho e próteses transfemorais (amputações acima do joelho). De acordo com a norma, os ensaios podem ser feitos em uma estrutura completa, estruturas parciais ou componentes individuais.

Para simular os carregamentos durante a utilização das próteses de membros inferiores, a norma se divide em dois tipos de ensaios sendo eles o estático e o cíclico (Fadiga). O ensaio estático baseia-se no pior carregamento possível durante uma atividade. Já o ensaio cíclico baseia-se nas atividades da marcha normal, onde ocorrem cargas regulares a cada passo.

O ensaio estático divide-se pelo nível de carregamento que a prótese foi projetada em ordem crescente A60, A80 e A100 e pelo tipo de ensaio, compressão e torção. No ensaio de compressão, existem dois tipos de ensaios, o de comprovação e o de falha. O ensaio de comprovação tem como objetivo validar a prótese do ponto de vista utilização pelo usuário e possui relação com seu peso. O ensaio de falha é realizado para determinar o desempenho das estruturas que recebem a descarga, simulando condições extremas que podem ocorrer ocasionalmente durante o uso do componente. Os corpos de provas que forem utilizados no ensaio de comprovação e que não apresentarem defeitos podem ser utilizados no ensaio de falha. Para o ensaio de torção, somente a condição de falha é aplicada de acordo com o projeto e o nível de carga descrito anteriormente.

As condições de carregamento para a validação do projeto basearam-se na norma ISO 10328:2016 intitulada “Próteses - Teste estrutural de próteses de membros inferiores - Requisitos e métodos de ensaio”. Os valores foram selecionados em função do maior nível de carga (A100) da norma e encontram-se dispostos na Tabela 2.3. Neste trabalho foram realizados somente os ensaios estáticos (de comprovação e falha). O ensaio cíclico e o ensaio de torção não foram executados, pois para tal necessitaria de um número maior de corpos de prova e estes levaram longos períodos para manufatura, o que acabaria inviabilizando este trabalho.

Tabela 2.3 – Condições de carga para o nível A100 da norma.

Ensaio Estático			
Nível de Carga	Modo de Aplicação	Força do Ensaio de Comprovação (N)	Força do ensaio de Falha (N)
A100	Sobre o Calcânhar	2240	4480
	Sobre o Antepé	2240	4480

2.6 Projetos na Literatura

No artigo intitulado "Projeto de Prótese de Pé Impressa em 3D para Amputados Transtibiais" (Bence Rochlitz et al., 2017), Bence Rochlitz desenvolveu um protótipo seguindo as etapas de modelagem em CAD e simulação da estrutura por meio do método dos elementos finitos. O protótipo foi projetado para ser impresso em ABSPlus-P430, utilizando geometrias

retangulares, preenchimento de 30%, e paredes de 1,5mm para reduzir a massa do protótipo. Em seguida, foram realizados ensaios físicos. A fase crítica identificada na simulação computacional foi a aplicação da carga no calcanhar, onde a tensão máxima foi calculada em 17 MPa, conforme Figura 2.8.

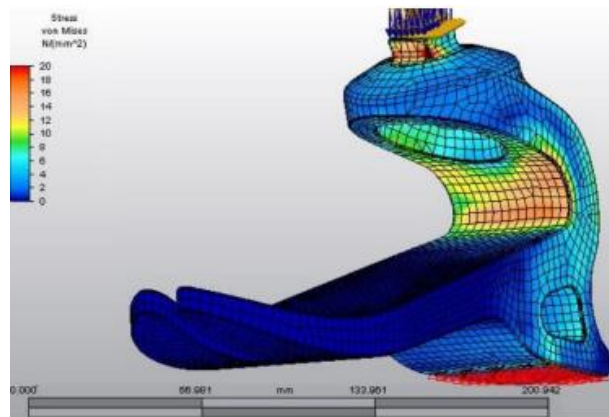


Figura 2.8 – Simulação na região crítica. Fonte: Adaptado de (Bence Rochlitz., et al, 2017)

No decorrer do experimento, foram aplicadas cargas progressivas de 200 N, 400 N, 600 N, 800 N e 1000 N. O protótipo apresentou falha sob uma carga de 850 N, enquanto o ponto de rendimento foi identificado em aproximadamente 750 N, conforme Figura 2.9

Bence Rochlitz evidencia que produtos fabricados por meio de impressão 3D possuem potencial para se tornar uma solução de custo acessível para amputados com níveis moderados de atividade.

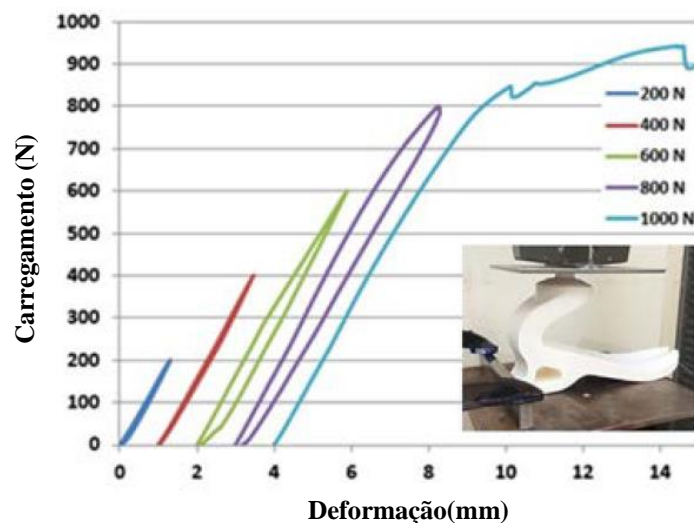


Figura 2.9 – Ensaio de compressão no calcanhar. Fonte: Adaptado de (Bence Rochlitz., et al, 2017)

Em 2020, Fernando Blaya Haro publicou um estudo intitulado "Método de Análise para o Projeto e Fabricação de Próteses Transtibiais Esportivas". O estudo propõe a análise e simulação por meio das tecnologias CAD/CAM/CAE de diferentes modelos de próteses esportivas existentes feitas de fibra de carbono. O objetivo declarado é desenvolver um método que permita definir o comportamento biomecânico dessas próteses e, com base nessa análise, compará-las com alternativas que envolvem a aplicação de novos materiais e processos de Manufatura Avançada (AM), visando possíveis melhorias de desempenho e opções de projeto e personalização.

Haro modelou quatro estruturas de prótese, sendo que dois desses modelos são inspirados por duas próteses comerciais diferentes, enquanto nos outros dois modelos, é proposto um novo *projeto*, conforme Figura 2.10.

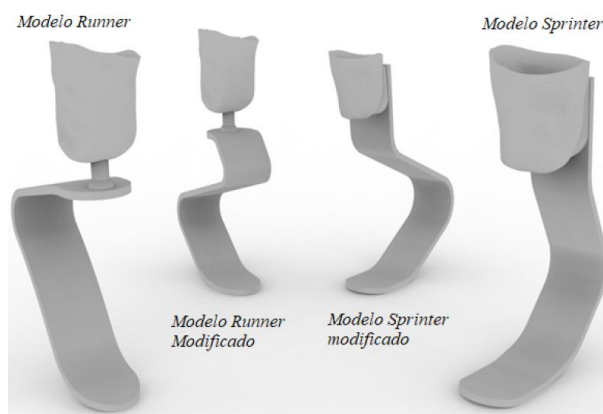


Figura 2.10 – Modelos CAD. Fonte: Adaptado de (Haro, B.F. et al, 2020)

Após as simulações computacionais dos modelos, Haro verificou que os 4 modelos testados atendem ao requisito de deformação máxima inferior a 50mm, conforme Figura 2.11. É verificado também que alguns modelos foram testados com cargas superiores a 2100N, o valor estabelecido para usuários de 78kg, indicando que as próteses projetadas podem ser utilizadas por usuários de até 120kg. Em relação aos materiais, destaca-se o descarte do Inconel 718 devido à sua alta densidade e resultados insatisfatórios, impossibilitando a otimização dos modelos. A escolha entre FC-Epoxy ou FC-PEEK para a fabricação da prótese dependerá da tecnologia utilizada, pois os resultados obtidos foram praticamente os mesmos em todos os testes. A fabricação em titânio está restrita a apenas dois modelos, Topological Runner e Lattice Modified Runner, comenta Haro.

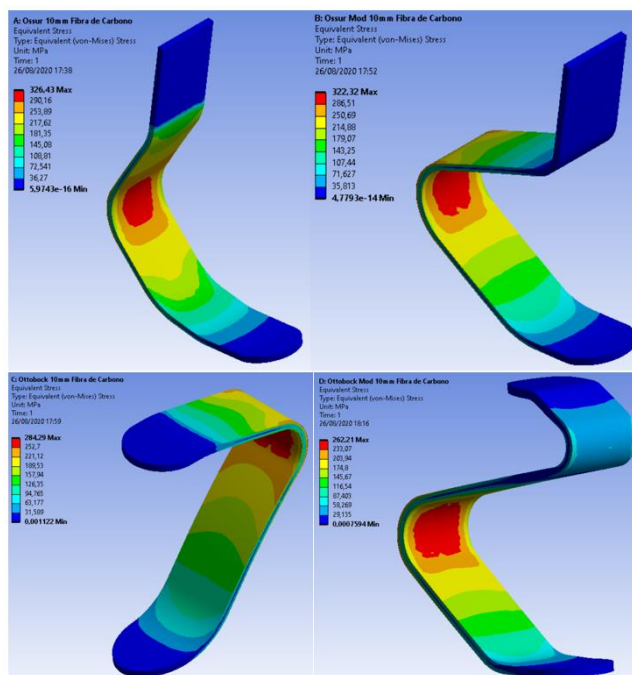


Figura 2.11 – Modelos CAE. Fonte: Adaptado de (Haro, B.F. et al, 2020)

Por fim, ele conclui que após uma análise abrangente dos materiais, projetos, tecnologias de fabricação e simulações neste estudo, é viável desenvolver próteses transtibiais, incorporando diferentes geometrias e tecnologias de fabricação, inclusive a manufatura aditiva. Haro comenta que foram concebidos até 12 modelos, cada um com comportamentos distintos nas simulações realizadas. No entanto, nem todos os modelos atingiram os resultados desejados, seja devido ao material empregado ou à sua geometria, resultando em sua exclusão do conjunto. Possivelmente, algumas das combinações inicialmente descartadas poderiam ser reconsideradas mediante uma leve modificação na geometria dos modelos, conclui Haro (Haro, B.F, *et al*, 2020)

Também em 2020, Vijayan *et al*, publicaram seu estudo intitulado "Projeto e Análise de Pé Protético Utilizando Técnica de Manufatura Aditiva". Seu trabalho propõe o projeto e análise de um pé protético por meio da manufatura aditiva, utilizando ácido polilático (PLA). Buscando a redução de peso, o pé foi projetado e otimizado com a técnica de topologia. O modelo otimizado foi impresso em impressora 3D, e a validação estrutural foi realizada por meio de análises e experimentos. Com foco na mobilidade do paciente, o pé foi otimizado para pesar cerca de 0,23kg (230 g), utilizando a otimização de topologia para reduzir significativamente o peso, mantendo a resistência estrutural.

Vijayan considerou para seu estudo do tamanho do protótipo, uma pessoa com massa corporal de 90 kg. A carga vertical do modelo foi 1,5 vezes o peso da pessoa (900 N). A carga

lateral foi definida como 23% do peso corporal, ou seja, 207 N. O torque auxiliar foi calculado em 15.750 Nm para uma carga vertical de 900 N.

Após as simulações foram encontrados diversos resultados para cada uma das análises. No primeiro caso, a tensão máxima no tornozelo foi aproximadamente 5,7081 MPa para uma carga aplicada de 900 N, conforme Figura 2.12, e uma deformação máxima de 8,2838mm. Já na segunda análise, a tensão máxima de 5,0739 MPa para uma carga de 800 N foi verificada no tornozelo. Na terceira análise, uma tensão máxima de 4,4397 MPa para 700 N de carga foi visualizada no tornozelo. Enfim, na quarta análise, a tensão máxima de 3,8054 MPa foi encontrada, também na região do tornozelo para uma carga 600 N e uma deformação de 5,2235mm.

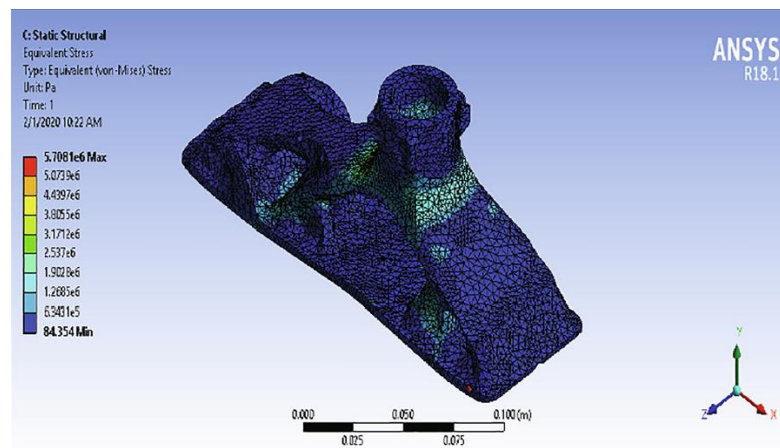


Figura 2.12 – Tensão máxima para 900N. Fonte: Adaptado de (Haro, B.F. *et al*, 2020)

Por fim, Vijayan *et al.* concluem que a geometria proposta atende aos requisitos de resistência aos esforços mecânicos após a aplicação do trabalho de otimização topológica.

Em 2021 Nicoloso *et al.* publicaram o estudo “Em direção à impressão 3D de uma prótese transtibial monocoque usando um fluxo de trabalho de projeto bioinspirado”. Segundo pesquisa realizada pelos autores do artigo, personalização, conforto e funcionalidade são as métricas mais destacadas por protesistas e pacientes. Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a fabricação de uma prótese transtibial monocoque impressa em três dimensões (3D), projetada de forma personalizada, acessível e funcional. O projeto da prótese incorpora técnicas avançadas de escaneamento, modelagem 3D e otimização, utilizando a manufatura aditiva.

Neste estudo utilizou-se a norma ISO 10328:2006, e a estrutura foi analisada usando simulações de FEA de estresse estático não linear nos locais do calcanhar, antepé e tornozelo para verificar se os valores de deformação plástica e deformação elástica permanecem dentro

dos limites estabelecidos. O material utilizado para essas simulações foi o poliamida Nylon 12 isotrópica. Na condição de carga no antepé, conforme mostrado na Figura 2.13, uma deflexão máxima de 62,08 mm ocorre nos dedos, e o estresse máximo de Von Mises é de 95,61 MPa. Na condição de carga no calcanhar, uma deflexão máxima de 9,06 mm ocorre nos dedos, e o estresse máximo de Von Mises é de 43,06 MPa. Uma deflexão máxima de 3,21 mm ocorreu na junta do tornozelo, e o estresse máximo de Von Mises de 31,75 foi calculado para a condição,

Segundo Nicoloso, a produção bem sucedida de uma prótese monocoque funcional por meio da impressão 3D sugere que esse método pode oferecer uma solução para a crise global de acessibilidade. O fluxo de trabalho digital desenvolvido neste estudo mostra um grande potencial para fornecer dispositivos protéticos a comunidades rurais que enfrentam a escassez de acesso a profissionais qualificados na área de próteses. Os pesquisadores constataram que, ao empregar esse fluxo de trabalho em conjunto com a impressão 3D, o estudo conseguiu criar próteses monocoque personalizadas (Figura 2.14) que se destacam pelo conforto, funcionalidade e alinhamento adequado. Em comparação com os dispositivos protéticos tradicionais, o estudo alcançou uma redução média de 95% no custo, 55% no peso e 95% no tempo de produção.

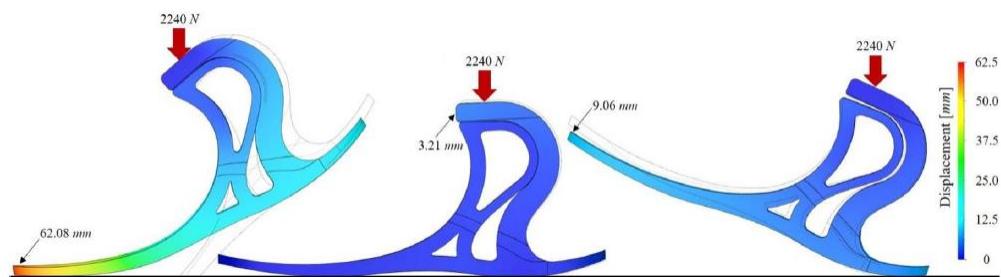


Figura 2.13 – Simulação computacional do pé. Fonte: Adaptado de (Nicoloso, L.G.V. *et al*, 2021)

)



Figura 2.14 – Prótese monocoque personalizada. Fonte: Adaptado de (Nicoloso, L.G.V. *et al*, 2021)

Segundo dados publicados em 2022 no artigo “Estudo, Desenvolvimento e Aplicação de um Pé Protético para uma Amputação Transtibial de Etiologia Traumática” escrito por Alvarinho *et al.* em Portugal, o número de amputações tem aumentado ao longo dos anos, com 553 amputações transtibiais e 958 amputações transfemorais anuais. Diante das limitações dos atuais pés protéticos convencionais e das necessidades dos usuários, este trabalho propõe um pé protético alternativo para a extremidade do membro inferior. Este modelo se destaca pela utilização de mecanismos e materiais acessíveis. Assim, o objetivo principal deste estudo é desenvolver um pé protético para atender às necessidades de uma população com limitações físicas.

Inicialmente, foi projetado um modelo em *software* CAD, seguido por três simulações no *software* CAE, cada uma utilizando um material diferente: Onyx (estudo 1), Onyx + Fibras de Carbono (estudo 2) e, por fim, Alumínio 6061-T6 (estudo 3). Durante as simulações, foi aplicado um peso equivalente ao de uma pessoa com 90 kg, analisando as deformações resultantes, o estresse equivalente e o estresse de corte. O intuito foi determinar qual *projeto* seria mais adequado para a fabricação do pé protético.

Como resultado das simulações tem-se para o estudo 1 uma tensão máxima de 346 MPa com uma deformação de 15,208 mm, conforme Figura 2.15.

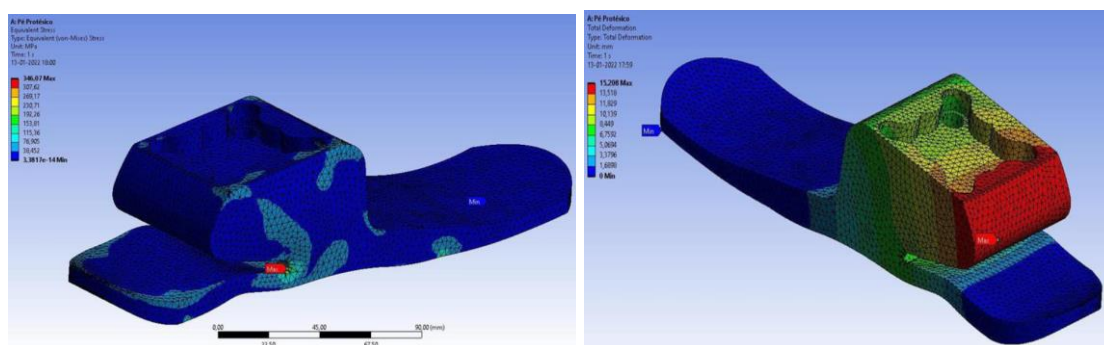


Figura 2.15 – Tensão e Deformação – Estudo 1. Fonte: Adaptado de (Alvarinho *et al.*, 2022)

Na sequência tem-se resultado das simulações para o estudo 2 uma tensão máxima de 289,13 MPa com uma deformação de 4,3618 mm, conforme Figura 2.16.

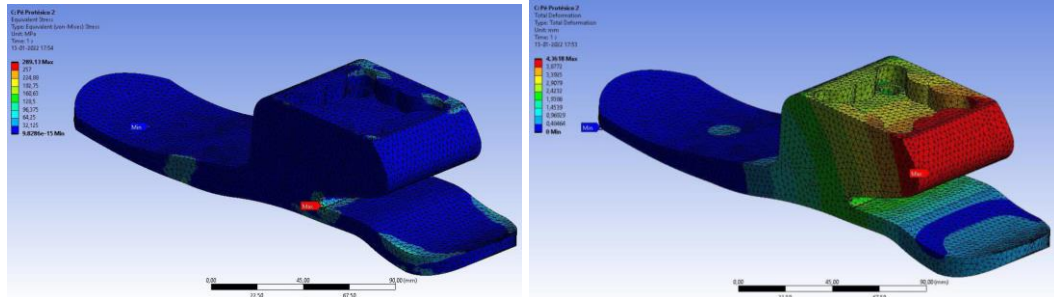


Figura 2.16 – Tensão e Deformação – Estudo 2. Fonte: Adaptado de (Alvarinho *et al*, 2022)

Finalmente tem-se o resultado das simulações para o estudo 3 uma tensão máxima de 237,88 MPa com uma deformação de 0,3562 mm, conforme Figura 2.17.

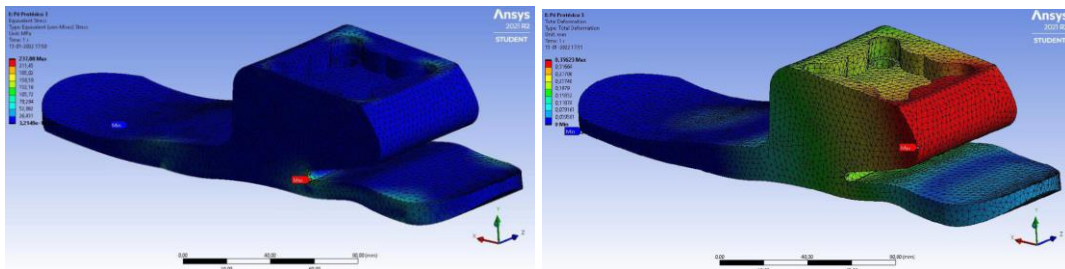


Figura 2.17 – Tensão e Deformação – Estudo 3. Fonte: Adaptado de (Alvarinho *et al*, 2022)

Por fim, conclui Alvarinho que os o estudo do pé protético, impresso em Onyx e reforçado com fibra de carbono contínua, demonstra ter resistência mecânica para suportar cargas superiores às aplicadas nos estudos, graças à distribuição do material através das estruturas triangulares de preenchimento.

(Intencionalmente deixado em branco)

3. METODOLOGIA NUMÉRICO-EXPERIMENTAL

Neste capítulo, serão descritas todas as etapas do desenvolvimento do trabalho, desde o início do escaneamento 3D até os ensaios experimentais, passando pelo processo de modelagem em CAD, simulação computacional, impressão 3D e manufatura da fibra. A Figura 3.0 apresenta o fluxograma com as etapas do desenvolvimento deste trabalho, que foram realizadas no Núcleo de Tecnologia em Compósitos (NTC) da UNIFEI – Universidade Federal de Itajubá, campus Itajubá.

3.1 Fluxo de Trabalho

O desenvolvimento do trabalho seguiu uma sequência de etapas bem definidas. Iniciou-se com o escaneamento 3D de um pé humano visando capturar com precisão a geometria do objeto. Em seguida, foram corrigidas as falhas identificadas nessa geometria. Posteriormente, foi estabelecida a geometria do reforço interno, visando aumentar a resistência e a durabilidade do produto. A modelagem computacional permitiu criar um modelo digital completo, incluindo o reforço. Este modelo foi então submetido a simulações numéricas para avaliar seu comportamento sob diferentes condições. Com base nos resultados das simulações, a prótese foi impressa, enquanto o reforço interno foi processado manualmente. Após a produção, foram realizados ensaios mecânicos estáticos para verificar a resistência do produto. Por fim, os resultados computacionais e experimentais foram analisados e, possibilitando qualidade e a eficiência da prótese. Tem-se na Figura 10 o fluxograma do trabalho.

(Intencionalmente deixado em branco)

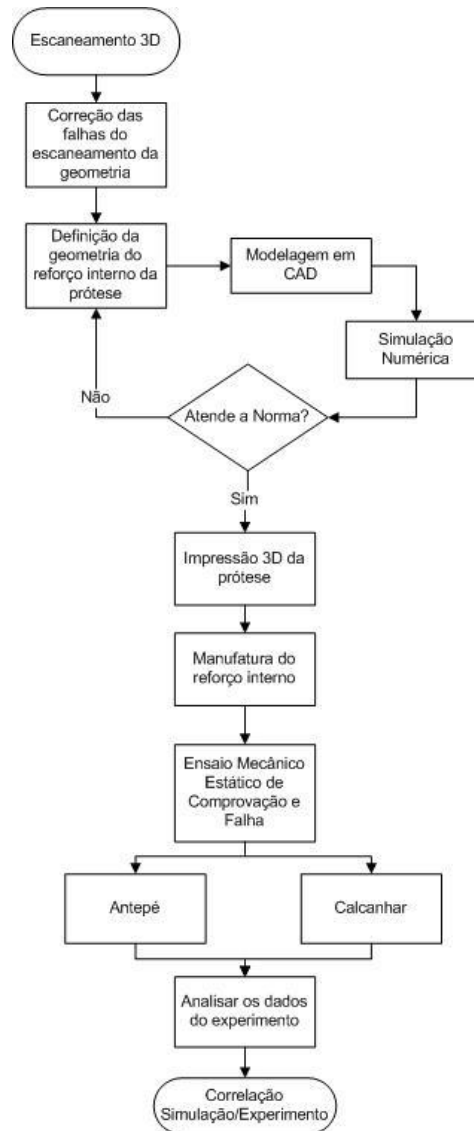


Figura 3.0 - Fluxograma de trabalho. Fonte: Autor

3.2 Materiais

Este trabalho utilizou quatro tipos de materiais distintos. O poliuretano termoplástico (TPU) foi utilizado para a impressão 3D do protótipo, enquanto o ácido poliático (PLA) foi utilizado para imprimir o molde do suporte do tornozelo. O terceiro conjunto de materiais (Fibra de Carbono/Epóxi) foi utilizado no processo de manufatura do compósito, que serve como reforço interno da prótese. Por fim, foi utilizado um aço SAE 1020 na confecção do dispositivo de ensaio.

3.2.1 TPU

Para a manufatura do pé protético, foi utilizado o TPU (Poliuretano Termoplástico) da marca National 3D, disponível comercialmente em forma de filamento para impressora 3D com diâmetro de 1,75 mm e capacidade de suportar temperaturas de até 240°C, sem se degradar. O TPU é um material flexível, o que traz benefícios para os usuários, tais como a capacidade de absorver impactos ao caminhar. Mais informações sobre as características físicas e técnicas do material podem ser encontradas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Dados físicos e técnicos do filamento TPU fornecidos pelo fabricante

Filamento TPU 95A Flex		
Propriedades	Unidades	Valores
Diâmetro	mm	1,75± 0,05
Temperatura de Extrusão	°C	220 a 240
Temperatura da Mesa	°C	50 a 80
Massa específica	g/cm ³	1,22
Dureza	Shore A	95
Perda por Abrasão	mm ³	35
Módulo de Tração 50%	MPa	8,5
Módulo de Tração 100%	MPa	10,5
Módulo de Tração 300%	MPa	32,1
Resistência a Tração	MPa	65,5
Alongamento para Ruptura	%	500
Resistência ao Rasgo	N/mm	110

3.2.2 PLA

Foi utilizado o polímero PLA (Ácido Polilático) do fabricante NatureWorks para a manufatura do molde do suporte do tornozelo, disponível comercialmente em forma de filamento para impressora 3D com diâmetro de 1,75mm e capacidade de suportar temperaturas de até 220°C. Esse material foi escolhido por sua rigidez pós-impressão, o que o torna ideal para o molde desejado. Mais informações sobre as características físicas e técnicas do material podem ser encontradas na Tabela 3.2

Tabela 3.2 – Dados físicos e técnicos do filamento PLA fornecidos pelo fabricante NatureWorks

Filamento PLA L.1EC5		
Propriedades	Unidades	Valores
Diâmetro	mm	1,75± 0,05
Massa específica	g/cm ³	1,24
Temperatura de Fusão	°C	165 a 185
Temperatura Vítreia (T _g)	°C	55 a 60
Tensão de Escoamento (grão)	MPa	51
Módulo de Elasticidade (grão)	MPa	2315
Resistência a Tração (grão)	MPa	50
Alongamento (grão)	%	3,31
Resistência a Flexão (grão)	MPa	130
Corpos de Prova impressos		
Tensão de Escoamento	MPa	24,8
Módulo de Elasticidade	MPa	1896
Tensão de Ruptura	MPa	46
Alongamento	%	3,69
Dureza	Shore D	85
Temperatura HDT	°C	55,11
Temperatura de Impressão	°C	195 a 220
Temperatura da Mesa	°C	55 a 70

3.2.3 Fibra de Carbono

Foi utilizado um filamento contínuo unidirecional de fibra de carbono AS4 6K da empresa Hexcel Composites para manufaturar os reforços internos em material compósito. As características técnicas e propriedades físicas da fibra de carbono utilizada podem ser encontradas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Dados físicos e técnicos da fibra de carbono fornecidos pelo fabricante Hexcel Composites

Propriedades	Unidades	Valores
Massa específica	g/cm ³	1,79
Tipo de Filamento	-	AS4
Nº de Filamentos/Cabo	-	6000
Área da Seção Transversal	mm ²	0,24
Constituição de Carbono	%	94
Diâmetro do Filamento/Cabo	μ (mícron)	7,1
Densidade Linear	g/m	0,427
Módulo de Elasticidade	GPa	231
Resistência à Tração	MPa	4,1
Alongamento até a Falha	%	1,7

O sistema de resina utilizado na fabricação dos tubos protéticos foi a combinação da resina epóxi Araldite® LY5052 (Parte A) com o endurecedor Aradur® 5052 (Parte B) da empresa Huntsman, na proporção de 100g/38g, respectivamente. As características técnicas e propriedades físicas deste sistema de resina podem ser encontradas na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 – Dados físicos e técnicos do sistema de resina fornecidos pelo fabricante Huntsman

Propriedades	Unidades	Valores
Massa específica	g/cm ³	1,1 a 1,2
Viscosidade a 25°C	mPas	600 a 700
Tempo de Uso da Mistura em 100g a 25°C	min	220 a 260
Temperatura de Transição Vítreia (T _g) ¹	°C	124 a 136
Módulo de Elasticidade ²	GPa	3,4 a 3,6
Resistência à Tração ²	MPa	82 a 86

¹ Cura 1 dia a 25°C + 4h a 100°C (Análise por TMA)

² Cura 15h a 50°C

A fim de realizar a simulação numérica dos reforços internos, foi necessário obter as propriedades do material compósito utilizado. Para isso, foram utilizadas as propriedades mecânicas de um material similar (Tabela 3.5), obtidas a partir do estudo de Madhavi *et al.* (2009).

Tabela 3.5 – Propriedades do compósito de fibra de carbono T300 Unidirecional/resina epóxi LY556/HT972. Fonte: Adaptado de (MADHAVI *et al.*, 2009)

Propriedades	Unidades	Valores Experimentais	Norma
Módulo de Elasticidade Longitudinal (E ₁)	GPa	144	ASTM D3039
Módulo de Elasticidade Transversal (E ₂)	GPa	6,5	ASTM D3039
Módulo de Cisalhamento no Plano (G ₁₂)	GPa	5,6	ASTM D3518
Resistência ao Cisalhamento no Plano (S ₁₂)	MPa	40	ASTM D3518
Resistência a Tração Longitudinal (X _{1T})	MPa	1200	ASTM D3039
Resistência a Tração Transversal (X _{2T})	MPa	17	ASTM D3039
Resistência a Compressão Longitudinal (Y _{1C})	MPa	600	ASTM D3410
Resistência a Compressão Transversal (Y _{2C})	MPa	80	ASTM D3410
Cisalhamento Interlaminar (ILSS)	MPa	42	ASTM D2344
Massa específica	g/cm ³	1,35	ASTM D3039
Coefficiente de Poisson	-	0,21	ASTM D3039
Volume de Fibra	%	51	ASTM D3171

3.2.4 Aço

Para a manufatura do dispositivo de ensaio para o antepé, foi utilizado o Aço Carbono SAE 1020, cujas propriedades mecânicas estão apresentadas na Tabela 3.6.

Tabela 3.6 – Dados do Aço Carbono SAE 1020. Fonte: (JUNQUEIRA *et al.*, 2018)

Propriedades	Unidades	Valores
Massa específica a 25°C	g/cm ³	7,85
Módulo de Elasticidade	GPa	186
Coefficiente de Poisson	-	0,29

3.3 Modelo Geométrico

O estudo teve início com a obtenção da geometria da prótese, utilizando um escâner 3D Kinect Xbox na primeira etapa. Embora não tenha explorado a questão financeira envolvida nos processos, o objetivo do trabalho foi utilizar recursos de baixo custo, como este dispositivo em comparação a equipamentos profissionais de escaneamento. Para isso, convidou-se um voluntário, um homem de vinte anos de idade calçado número 42 (ou seja, com um comprimento de 274 mm), para escanear seu pé, a fim de obter próteses personalizadas. O escaneamento foi realizado no pé direito do voluntário, utilizando o programa *Skaneect* para gerar a geometria, conforme ilustrado na Figura 3.1.



Figura 3.1 – Escaneamento do modelo no *software Skaneect*

Foi utilizado o programa *Skaneect* para escanear a área transtibial abaixo do joelho como região de interesse para obter a geometria da prótese, conforme apresentado na Figura 3.2. No entanto, o equipamento de escaneamento de baixo custo apresentou limitações de resolução, o que resultou em algumas falhas na geometria do modelo inicial, como regiões abertas e contornos pouco definidos nos dedos, por exemplo. Como este primeiro programa utilizado não possuía ferramentas para correção desses defeitos, foi necessário recorrer a um segundo *software*, o *Geomagic Projeto X*, para solucionar as falhas e gerar novos elementos que conectassem as superfícies existentes, garantindo assim a continuidade da superfície.



Figura 3.2 – Preparação do modelo escaneado no *software Skaneect*

Foi utilizado ainda um terceiro programa para aprimorar a geometria do modelo, o *Sculptris Alpha 6*. Com o objetivo de melhorar os detalhes geométricos, foi possível esculpir manualmente e proporcionar um acabamento visual mais refinado ao modelo, como ilustrado na Figura 3.3.



Figura 3.3 – Correção do modelo no *software Sculptris Alpha*

Após a obtenção e correção do modelo geométrico, o arquivo em formato *stl* foi importado para o programa de CAD *Solidworks* para preparar a geometria para a impressão 3D. No entanto, durante a importação, descobriu-se que o *Solidworks* possuía um limite de 500 mil facetas para arquivos em *stl*, enquanto o nosso modelo possuía cerca de 900 mil. Para contornar esse problema, o programa *Geomagic Projeto X* foi novamente utilizado para otimizar as superfícies e reduzir a quantidade de faces para aproximadamente 600 mil. Como ainda não era suficiente, optou-se por utilizar apenas as partes do tornozelo e do pé, excluindo a região da

tíbia, para reduzir tanto o tamanho do arquivo quanto o tempo de manufatura, como ilustrado na Figura 3.4.



Figura 3.4 – Modelagem no *software Solidworks*

A segunda etapa do trabalho consistiu em obter a geometria do reforço interno. Para definir suas dimensões, foi realizada a medição de um pé protético existente, conforme mostrado na Figura 3.5. Com base nesses dados, foi definido o caminho do reforço dentro do modelo, conforme a Figura 3.6.



Figura 3.5 – Pé protético existente como referência

Foi criada uma geometria unifilar no *software* para representar as médias obtidas. Na Figura 3.5, pode-se observar que o modelo é formado por três seções com duas ramificações, uma indo do tornozelo ao calcanhar e outra seguindo o caminho do antepé. Para a manufatura do modelo, foi definido apenas um caminho para o reforço, começando no tornozelo, passando pelo calcanhar e finalizando na região do antepé. Isso exigiu ajustes na curva, padronizando diâmetros em 120mm e 80mm, como pode ser visto na seção "a" da Figura 3.6. Para acomodar a limitação de espaço na região do tornozelo, foram definidos apenas três reforços, simulando a ossada do pé, com uma angulação de 5° entre eles para se ajustar à geometria. Esses números foram estabelecidos com base na observação geométrica do modelo e servem como parâmetros iniciais para trabalhos futuros de otimização.



Figura 3.6 – Definição da Geometria do Reforço

Durante a aplicação da *spline* nos três planos do modelo, foi notado que parte da curva ficaria fora da geometria do pé, já que ele é assimétrico e possui curvas distintas em sua superfície. Para resolver isso, as curvas foram ajustadas de acordo com sua localização específica. Embora os diâmetros padronizados tenham sido mantidos, os comprimentos das seções precisaram ser personalizados para cada região, como pode ser visto na Figura 3.7.

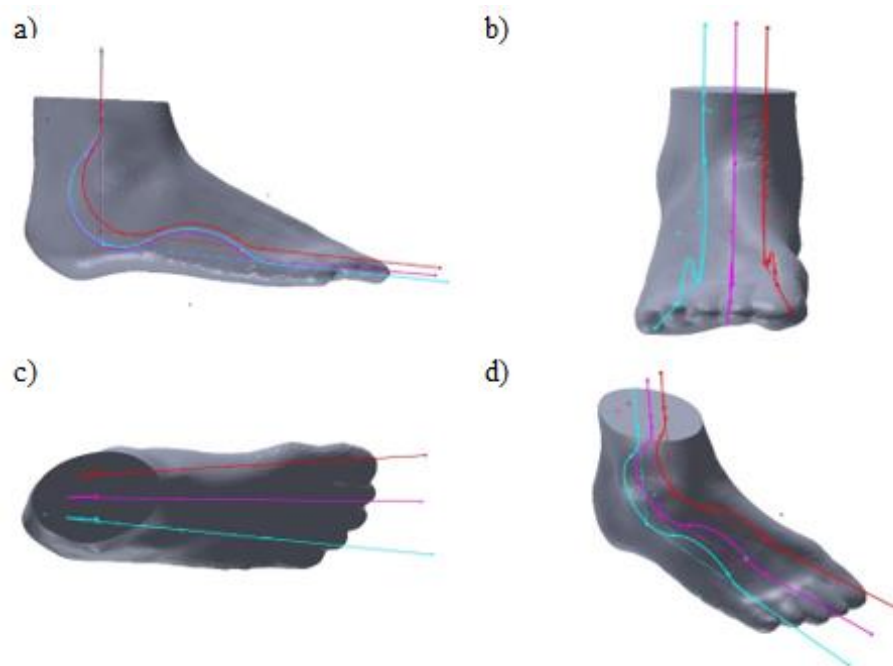


Figura 3.7 – Definição da Geometria do Reforço

Após definir a curva do reforço interno, foi utilizado o recurso de recorte varrido para modelar o canal onde seria inserido o reforço de compósito. Os furos no lado externo, central e interno do pé possuem diâmetros de 16mm, 18mm e 20mm, respectivamente. Na seção de

resultados, discutiremos sobre como esses diâmetros foram definidos. A Figura 3.8 mostra o recorte realizado em seus três planos.

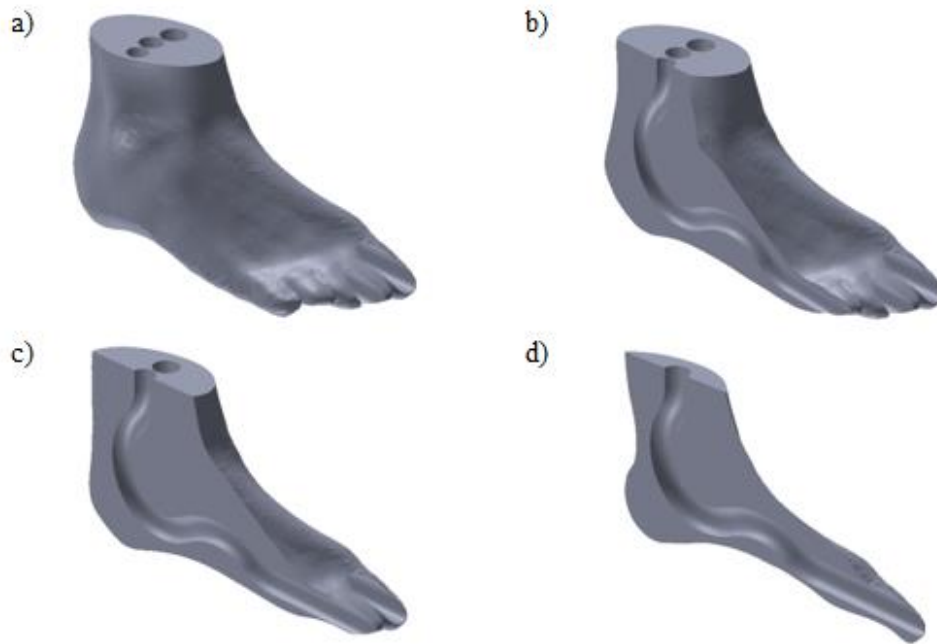


Figura 3.8 – Caminhos dos reforços internos

Depois de concluir a modelagem preliminar do pé protético, foi projetado um molde para o suporte do tornozelo com base no dispositivo de fixação da máquina de ensaios. Este suporte será colocado na parte superior do tornozelo, seguindo suas furações, para ajudar na fabricação da base de fixação superior durante o processo de fabricação para o ensaio experimental, conforme mostrado na Figura 3.9.

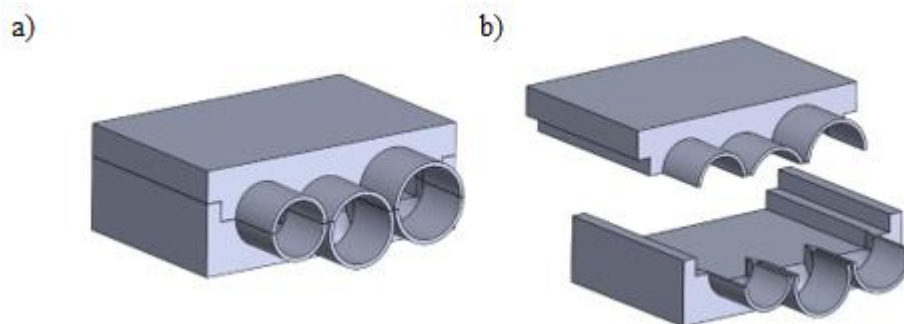


Figura 3.9 – Molde bipartido para suporte do tornozelo

3.4 Modelagem Numérica

Para a etapa de modelagem estrutural, as geometrias do reforço interno foram importadas do CAD como cascas, conforme ilustrado na Figura 3.10. Isso foi realizado nos programas computacionais *Hypermesh*® e *OptiStruct*®, ambos da Altair Hyperworks®. O *Hypermesh*® é um pré-processador que inclui desde a geração da malha até a definição das propriedades e materiais, bem como a aplicação das condições de contorno, como cargas e restrições. A biblioteca de elementos e propriedades utilizadas no *Hypermesh*® é fornecida pelo *OptiStruct*®, que é o programa responsável pelo processamento (cálculos) das modelagens e condições de contorno impostas.

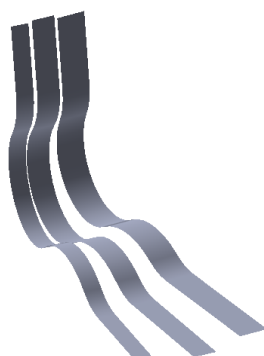


Figura 3.10 – Reforço interno

A primeira etapa desse processo consistiu na criação de uma malha para a estrutura, que é derivada do projeto em CAD. Essa malha é criada por meio da discretização da geometria em vários elementos que serviram como base para a simulação numérica. Neste trabalho, todas as estruturas foram modeladas usando elementos de casca 2D, o que é amplamente utilizado na área de simulação numérica de projetos, pois fornece bons resultados com baixo custo computacional (JUNQUEIRA *et al.*, 2018; SILVEIRA; FANCELLO, 2015). O elemento utilizado foi o QUAD da biblioteca de elementos do *OptiStruct*®, que possui 4 nós e 6 graus de liberdade por nó. Após vários testes com diferentes tamanhos de malha, o tamanho padronizado do elemento foi definido como sendo 1mm, com base na melhor convergência encontrada.

Após a criação da malha, a orientação do compósito foi definida seguindo um processo lógico de manufatura, que consiste em seguir um caminho unidirecional, partindo do tornozelo e seguindo em direção aos dedos do pé, acompanhando as curvas da spline definida no CAD. Essa etapa é de extrema importância para garantir resultados precisos, especialmente em relação

aos materiais compósitos que apresentam comportamento mecânico anisotrópico. A orientação correta do compósito tem um impacto direto na resposta da estrutura sob cargas externas. A Figura 3.11 ilustra as orientações das camadas do compósito.

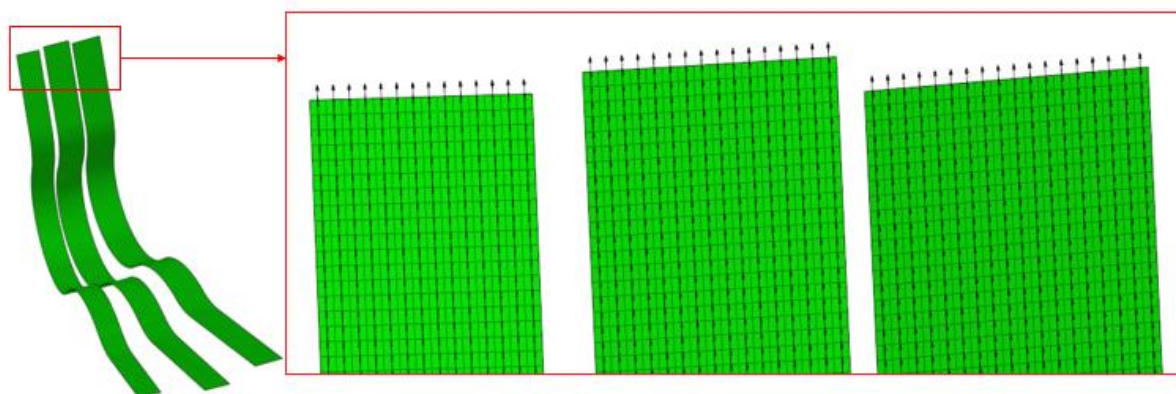


Figura 3.11 – Direção das Fibras do Compósito

Após a orientação dos compósitos, os valores das propriedades do material compósito foram inseridos no programa de simulação numérica por meio da criação de uma propriedade específica para materiais compósitos (PCOMPP) na biblioteca do *OptiStruct*®. Esses valores correspondem aos listados na Tabela 3.5 do Capítulo 3, seção 3.2.3. Com as propriedades do compósito definidas, iniciou-se a criação de suas camadas.

Com o objetivo de tornar mais fácil a construção do compósito no *software*, foi criada uma geometria quadrada que possui a mesma área da seção transversal circular definida em CAD. A largura de cada reforço, bem como suas espessuras, orientação, número de camadas, são apresentadas na Tabela 3.7.

Tabela 3.7 – Criação das Camadas do Compósito

Item	Largura (mm)	Espessura de cada camada (mm)	Orientação das Camadas (°)	Quantidade de Camadas (ply)
Ramo do lado externo	14	0,2	0	70
Ramo central	16	0,2	0	80
Ramo do lado interno	18	0,2	0	90

Os valores foram inseridos no programa de simulação numérica na configuração do compósito e criação de camadas (*ply*), como demonstrado na Figura 3.12.

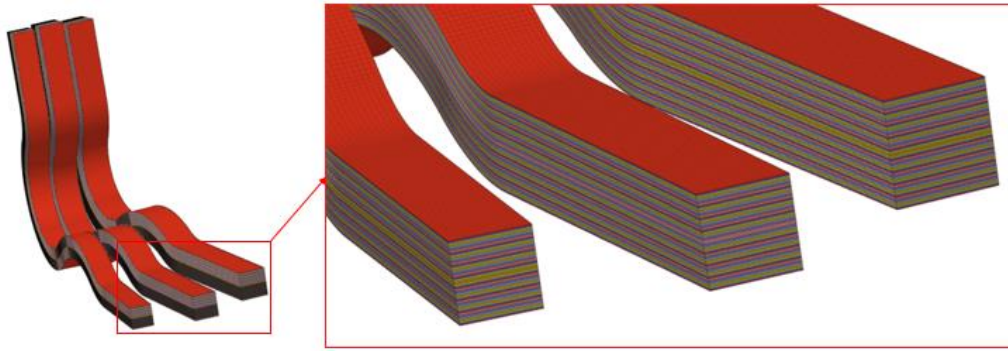


Figura 3.12 – Detalhamento do Compósito de Fibra de Carbono.

Durante a etapa de simulação, foram avaliadas duas condições de contorno: a primeira envolvendo a aplicação de carga na região do calcanhar (destacada em azul na Figura 3.13a), e a segunda envolvendo a aplicação de carga no antepé (destacada em azul na Figura 3.13b). Os valores dos carregamentos utilizados nos ensaios estáticos aplicados ao modelo foram determinados de acordo com a norma ISO 10328:2016 e são apresentados na Tabela 2.3 do Capítulo 2, item 2.5. Para restringir as estruturas, foram selecionados todos os nós dos elementos do tornozelo e foram aplicadas restrições em todos os graus de liberdade, tanto de translação quanto de rotação. A Figura 3.13 apresenta uma ilustração das condições de contorno aplicadas ao modelo (destacadas em vermelho).

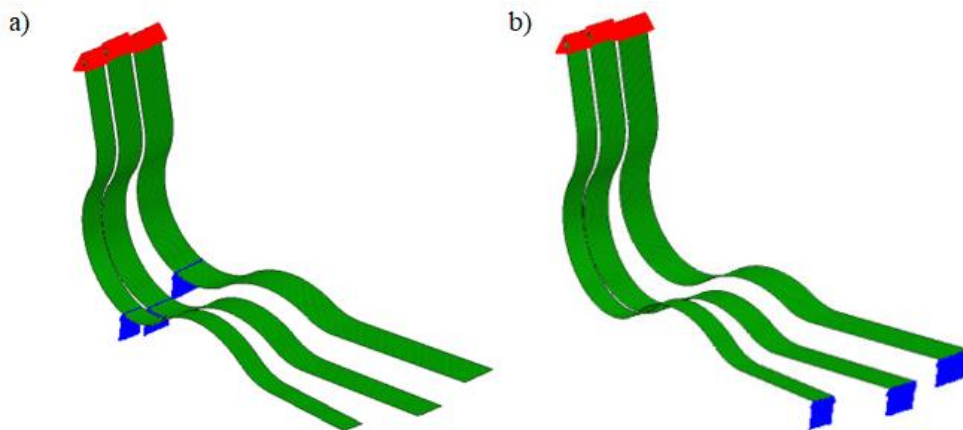


Figura 3.13 – a) Aplicação das Condições de Contorno no Calcanhar e Tornozelo e b) Aplicação das Condições de Contorno no Antepé e Tornozelo

Depois de definir as condições de contorno, optou-se por utilizar o critério de falha de Tsai-Wu (TSAI; WU, 1971) na análise linear estática das estruturas. Esse critério, proposto por TSAI e WU em 1971, fornece equações para a análise de tensão em materiais anisotrópicos. Em resumo, um compósito falharia de acordo com a Equação 1.

$$F = F_1\sigma_1 + F_{11}\sigma_1^2 + F_2\sigma_2 + F_{22}\sigma_2^2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 + F_{66}\tau_{12}^2 < 1.0 \quad (1)$$

Sendo:

$$F_1 = \frac{1}{X_{1T}} - \frac{1}{Y_{1C}}; F_{11} = \frac{1}{X_{1T}Y_{1C}}; F_2 = \frac{1}{X_{2T}} - \frac{1}{Y_{2C}}; F_{22} = \frac{1}{X_{2T}Y_{2C}}; F_{66} = \frac{1}{S_{12}^2};$$

$$F_{12} = \frac{1}{2P^2} \left[1 - P \left(\frac{1}{X_{1T}} - \frac{1}{Y_{1C}} + \frac{1}{X_{2T}} - \frac{1}{Y_{2C}} \right) - P^2 \left(\frac{1}{X_{1T}Y_{1C}} + \frac{1}{X_{2T}Y_{2C}} \right) \right]$$

onde σ_1 , σ_2 , e τ_{12} são as tensões principais e $P = \sigma_1 = \sigma_2$ assumindo tensões biaxiais (TSAI; WU, 1971).

Como descrito anteriormente, foram realizadas simulações numéricas para cada estrutura proposta por este trabalho e para cada tipo de carregamento de acordo com a norma. Para o cálculo das margens de segurança (MoS, *Margin of Safety*) das estruturas em função do índice de falha (FI, *Failure Index*) do critério de Tsai-Wu tem-se as Equações 2 e 3.

$$MoS = SR - 1 \quad (2)$$

$$SR = \frac{1}{FI} \quad (3)$$

onde, SR é o fator de resistência e é inversamente proporcional ao índice máximo de falha (FI) do critério de Tsai-Wu.

Por fim, após a modelagem no *Hypermesh*® utilizou-se o *OptiStruct*® como solver (programa que realiza os cálculos das matrizes de deformação, rigidez, etc.) no módulo de análise linear estática. Este tipo de análise foi possível porque os ensaios são lentos o suficiente para que possam ser considerados estáticos. As deformações e deslocamentos também foram consideradas pequenas, bem como as condições de contato substituídas por carregamentos pontuais e restrições. Em todas as simulações foram consideradas apenas o regime elástico dos materiais. Dadas estas simplificações, foi possível utilizar um solver de análise linear estática (*OptiStruct*®), que possui baixo custo computacional e bons resultados para estas simplificações (JUNQUEIRA *et al.*, 2018).

3.5 Manufatura

Após a realização dos ensaios computacionais e definidos os diâmetros de cada reforço, deu-se início o processo de manufatura do conjunto. O pé protético e o molde para tornozelo foram manufaturados em uma impressora 3D e o reforço interno foi manufaturado manualmente.

De acordo com a Norma ISO 10328:2016, não é exigida uma quantidade mínima de corpos de prova para os ensaios estáticos. Além disso, os corpos de provas que foram utilizados no ensaio de comprovação e que não apresentaram defeitos poderiam ser utilizados no ensaio de falha. Assim, neste trabalho, foram fabricados 4 modelos para o ensaio de compressão sendo 2 para o ensaio no calcanhar e 2 para o ensaio no antepé.

3.5.1 Impressão 3D

Para a manufatura do pé protético, este trabalho fez uso de impressão 3D que é um processo de manufatura aditiva, o que significa que os objetos são construídos camada por camada, adicionando material conforme necessário. Neste contexto, a impressão 3D é utilizada para criar a estrutura desejada do pé. O processo começa com a fusão do material, que pode ser plástico, metal ou uma combinação de materiais, dependendo das especificações do projeto. A fusão do material ocorre em um estado líquido ou semilíquido, tornando-o maleável para a impressão. A Figura 3.14 ilustra as etapas do processo de impressão 3D.

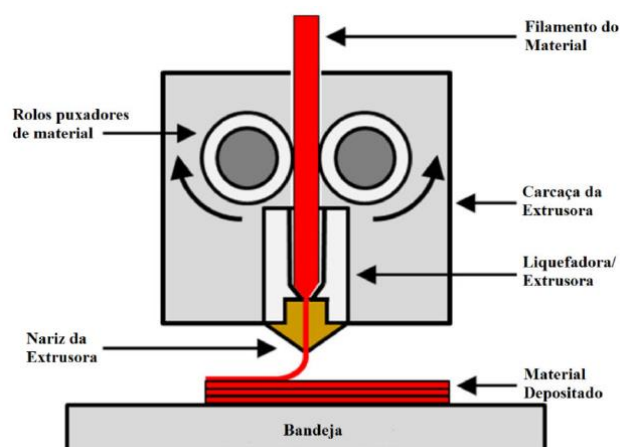


Figura 3.14 – Processo de impressão 3D. Fonte: Adaptado de (CANTRELL *et al.*, 2017)

Uma vez que o material está fundido, ele é depositado em camadas sucessivas, formando gradualmente a estrutura do pé protético. Cada camada é cuidadosamente projetada e adicionada uma sobre a outra, seguindo o projeto do modelo digital prévio. Esse processo é repetido até que todas as camadas sejam depositadas e a estrutura completa seja formada.

Para esta etapa de manufatura foi necessário importar o desenho CAD da prótese (Figura 3.8) para o programa *Ultimaker Cura*® cuja função é gerar o código G para a interpretação da impressora 3D. Importada a geometria, foi possível selecionar os parâmetros de impressão para a obtenção das propriedades mecânicas do TPU (Tabela 3.8) para a estrutura. Alguns dos parâmetros de impressão listados na Tabela 3.8 seguiram as especificações fornecidas pelo fabricante do filamento (temperaturas de mesa e extrusão). No entanto, outros parâmetros foram adotados como ponto de partida para futuros trabalhos de otimização, uma vez que não foram encontrados na literatura parâmetros específicos para esse tipo de material e aplicação.

Tabela 3.8 – Parâmetros de impressão 3D - prótese. Fonte: Autor

Parâmetro	Descrição
Material	TPU
Temperatura da Mesa	70°C
Temperatura de Extrusão	230°C
Velocidade de impressão	50 mm/s
Altura da camada	0,2 mm
Espessura da Casca	0,8 mm
Espessura da Tampa/Fundo	0,8 mm
Densidade de Preenchimento	60%
Padrão de preenchimento	Gyroid

Após a configuração dos parâmetros no programa, a simulação de impressão foi realizada, como ilustrado na Figura 3.15 abaixo. É importante destacar que a prótese foi impressa com uma inclinação específica para evitar a geração de suportes internos no canal de reforço. O valor desta inclinação foi determinado durante o processo de simulação.

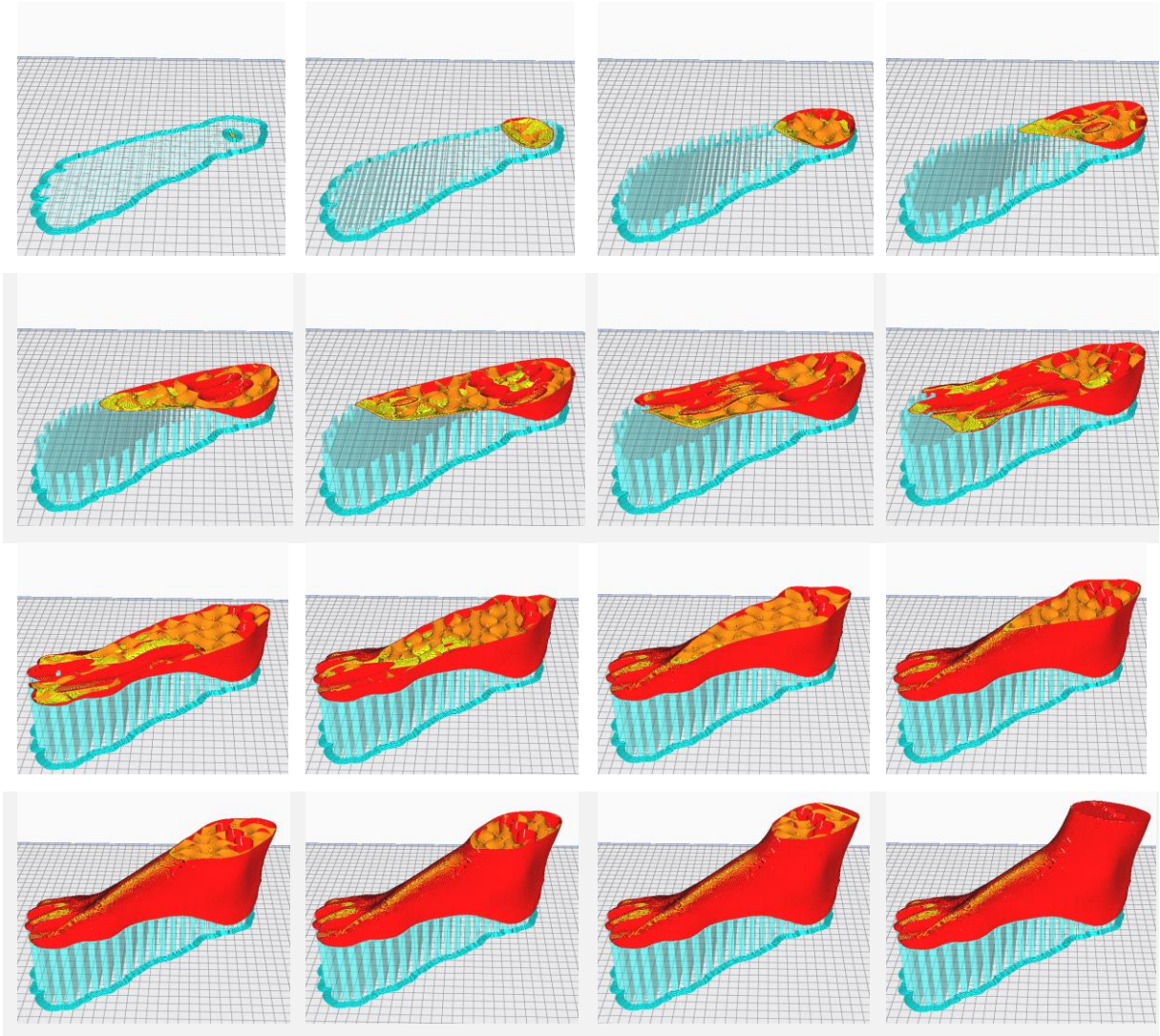


Figura 3.15 – Etapas da simulação de impressão do pé protético. Fonte: Autor

O processo de manufatura começou com a criação de um modelo em escala reduzida de 1:3 (Figura 3.16) para testar os parâmetros de impressão e a qualidade final da superfície da prótese.

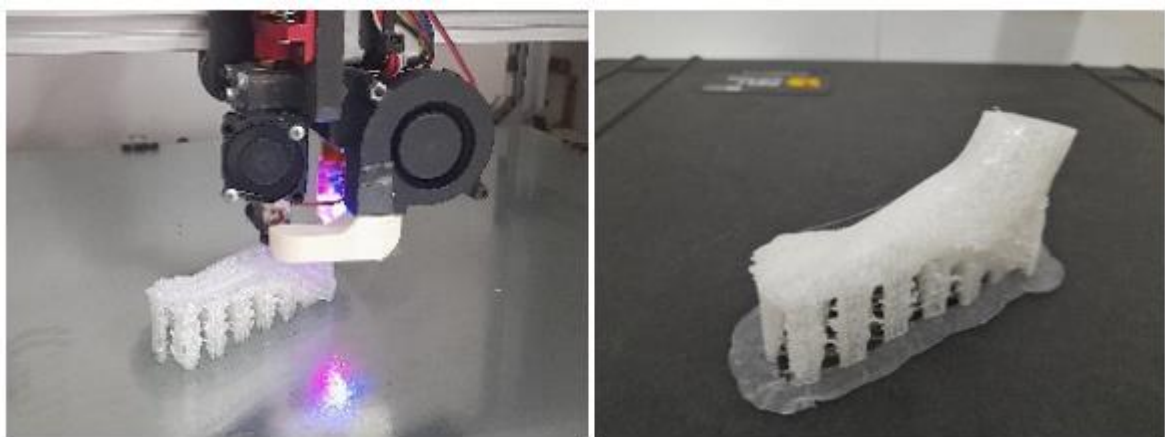


Figura 3.16 – Processo de impressão 3D do modelo reduzido. Fonte: Autor

Após a verificação e aprovação dos parâmetros de impressão utilizados na confecção do modelo reduzido, deu-se início à manufatura do modelo em escala real (1:1) Figuras 3.17.



Figura 3.17 – Processo de impressão 3D do modelo final. Fonte: Autor

Finalizada a impressão dos quatro modelos de prótese de pé, deu-se início à fabricação do suporte do tornozelo. O desenho CAD do suporte (Figura 3.9) foi importado para o programa *Ultimaker Cura*®, foi realizada a simulação da impressão (Figura 3.18).

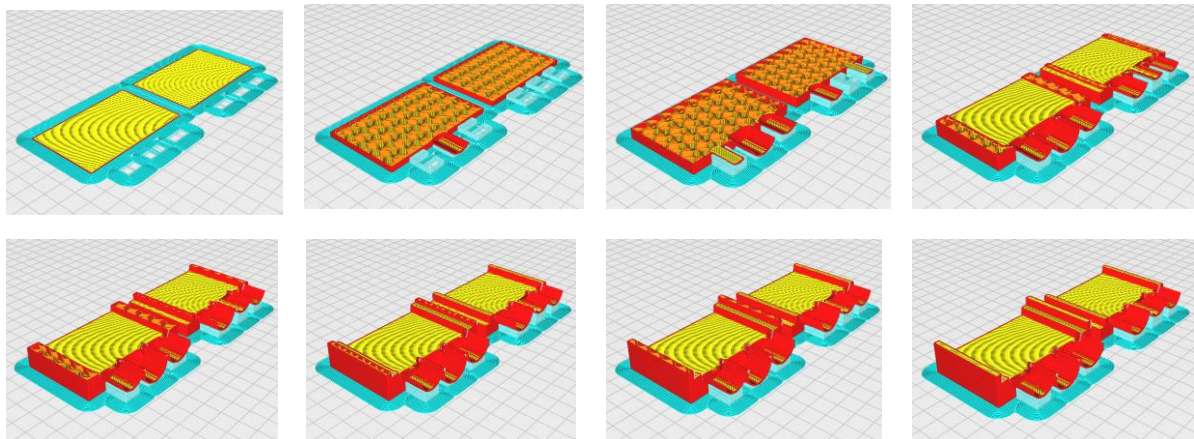


Figura 3.18 – Etapas da simulação de impressão do suporte. Fonte: Autor

Na sequência foi gerado o código G para impressão do molde. Uma vez que esse suporte não possui nenhuma função estrutural e não faz parte do produto final, foram aplicados os parâmetros de impressão padrão fornecidos pelo programa, conforme Tabela 3.9.

Tabela 3.9 – Parâmetros de impressão 3D - Molde. Fonte: Autor

Parâmetro	Descrição
Material	PLA
Temperatura da Mesa	60°C
Temperatura de Extrusão	185°C
Velocidade de impressão	60 mm/s
Altura da camada	0,2 mm
Espessura da Casca	0,8 mm
Espessura da Tampa/Fundo	0,8 mm
Densidade de Preenchimento	20%
Padrão de preenchimento	Gyroid

A finalidade desse suporte é moldar a forma correta do tornozelo, de modo que possua uma geometria compatível com a máquina de ensaios mecânicos. Após a definição dos parâmetros e geração do código G, deu-se início a manufatura do suporte. Foram produzidos quatro suportes (Figuras 3.19), um para cada prótese de pé.

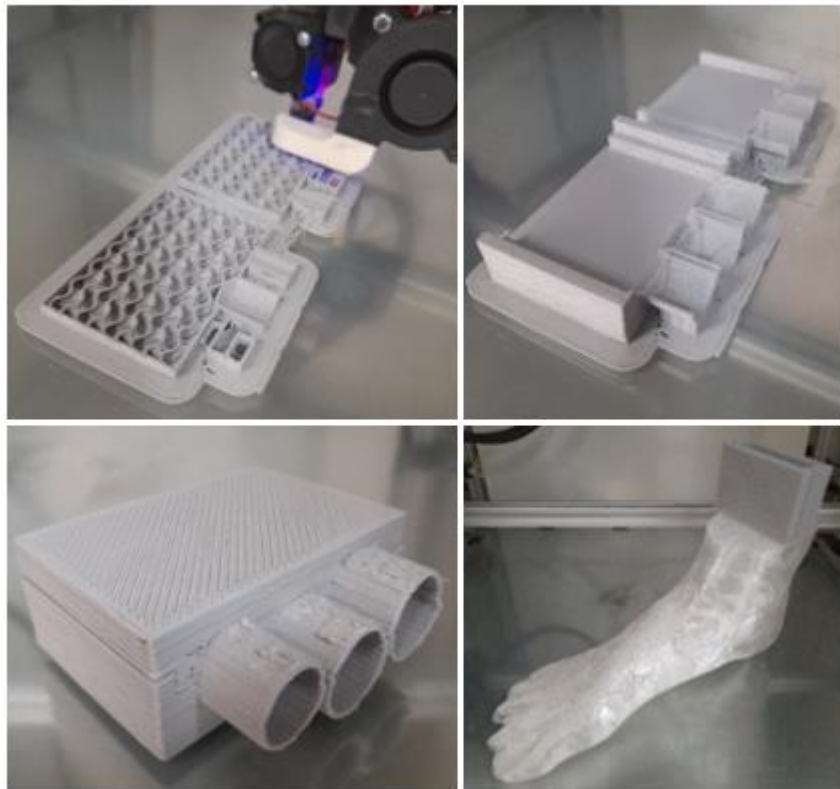


Figura 3.19 – Processo de impressão 3D do modelo final. Fonte: Autor

3.5.2 Compósitos

Após a conclusão da etapa de impressão dos pés e dos suportes, deu-se início à fabricação do reforço interno em fibra de carbono. Esse material compósito é composto por fibras de carbono unidirecionais, agrupadas em cabos contínuos, juntamente com uma resina líquida. Para garantir a integridade do processo, a deposição manual das fibras foi realizada com o auxílio de luvas, a fim de evitar qualquer tipo de contaminação.

A primeira etapa é a determinação das quantidades necessárias de cada um dos elementos do compósito. Para determinar as quantidades de fibra e resina, foram realizados os cálculos dos volumes de cada cavidade e dos seus comprimentos. Foi estabelecida uma proporção de 50% de fibra e 50% de resina. Conforme os dados da Tabela 3.3, seção 3.2.3, o diâmetro de cada filamento é de 7,1 μ m e cada cabo é composto por cerca de 6 mil filamentos. Com base nesses dados e nos volumes de cada cavidade, foram calculadas as quantidades de cabos necessárias e seus respectivos comprimentos, conforme apresentado na Tabela 3.10. Os comprimentos foram obtidos a partir de medições em CAD.

Tabela 3.10 – Quantidades de cabos de Fibra de Carbono

Cavidade	Comprimento (mm)	Área Transversal (mm²)	Quantidade de Cabos de Fibra (unid.)
Ø20mm	420	314	340
Ø18mm	440	254	276
Ø16mm	430	201	218

Com as informações acima definidas, deu-se início à fabricação do compósito utilizando o processo manual. Inicialmente, a ideia era infundir a resina na fibra por meio de vácuo. No entanto, ao imprimir as próteses, foi observada uma considerável porosidade superficial, o que inviabilizou o uso do vácuo. A pressão existente poderia fazer com que a resina se espalhasse por toda a prótese, em vez de ficar concentrada apenas no canal de reforço.

O processo teve início com a formação dos cabos secos de fibras de acordo com as quantidades especificadas na Tabela 3.10. Em seguida, a resina foi manualmente depositada nos cabos secos, utilizando pincéis. Posteriormente, os cabos, agora encharcados com resina, foram inseridos individualmente nos canais de reforço. Uma quantidade do compósito foi deixada do lado de fora do corpo de prova, na parte superior da prótese (tornozelo), a fim de formar uma porção que serviria como suporte para os ensaios. Nesse momento, o molde impresso foi utilizado para obter a geometria necessária. Após esta etapa, o corpo de prova foi

deixado em repouso por vinte e quatro horas, permitindo a secagem da resina em temperatura ambiente.

Após a completa secagem do compósito, o suporte do molde impresso foi removido e uma serra de fita foi utilizada para cortar as partes excedentes do processo. Estas mesmas etapas foram repetidas para todos os modelos. Os corpos de prova finalizados, juntamente com os processos de secagem e corte, podem ser visualizados na Figura 3.20.



Figura 3.20 – Processo de manufatura do reforço. Fonte: Autor

Após a conclusão da fabricação dos corpos de prova, foi realizado o procedimento de pesagem de cada um deles, e os resultados podem ser encontrados na Tabela 3.11. Devido ao processo manual utilizado tanto na criação do reforço quanto no acabamento, ocorreu uma ligeira variação nos valores de massa.

Tabela 3.11 – Massa dos corpos de prova

Corpo de Prova	Massa (g)
Prótese 01 – CDP1	507
Prótese 02 – CDP2	533
Prótese 03 – CDP3	516
Prótese 04 – CDP4	530

3.6 Ensaios Estáticos

3.6.1 Projeto e fabricação do dispositivo de ensaio

De acordo com o que foi abordado no Capítulo 2, seção 2.5, os ensaios mecânicos das próteses foram conduzidos de acordo com os procedimentos estabelecidos na norma ISO 10328:2016. Para realizar os ensaios estáticos de compressão, foi necessário projetar e fabricar um dispositivo mecânico que servisse como base de apoio para os pés.

Primeiramente, o projeto do dispositivo foi realizado com auxílio do programa computacional de CAD *SolidWorks®*. Este projeto foi concebido com o objetivo de ser utilizado no o ensaio de compressão onde os carregamentos aplicados pela máquina de ensaio fossem transferidos corretamente para os corpos de prova. O projeto pode ser visualizado pela Figura 3.21

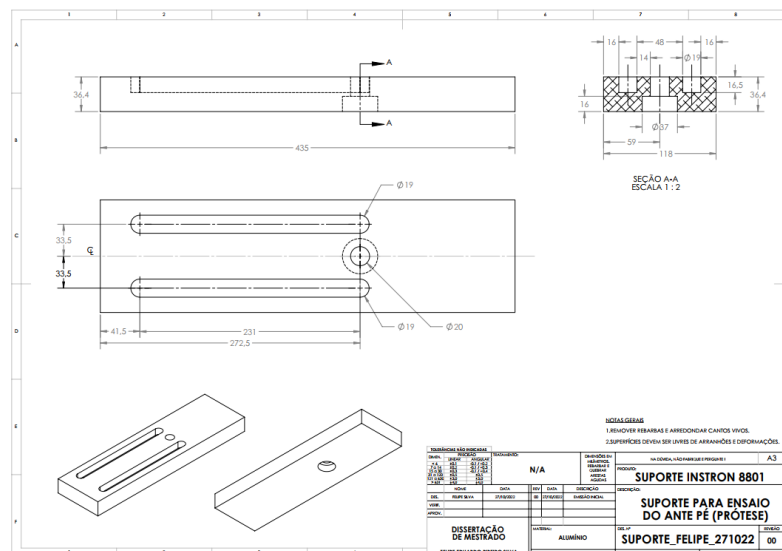


Figura 3.21 – Projeto do dispositivo de ensaio. Fonte: Autor

Após o projeto dos dispositivos de ensaio ser finalizado, foi realizada sua fabricação em máquina de fresamento convencional do instituto de Engenharia Mecânica da UNIFEI, Campus Itajubá. A Figura 3.22 ilustra o dispositivo finalizado.



Figura 3.22 –Dispositivo de ensaio. Fonte: Autor

3.6.2 Ensaio de Compressão

De acordo com a norma ISO 10328:2016 a estrutura transtibial deve passar pelo ensaio de comprovação e falha e deve ser ensaiada tanto a parte frontal (pé protético) quanto a parte traseira (calcanhar protético) em ambas as modalidades.

Para a realização do ensaio do pé/calcanhar, a montagem da estrutura transtibial foi realizada de acordo com a norma que estabelece as inclinações e ângulos para aplicação de força. As Figuras 3.23 e 3.24 ilustram os posicionamentos da estrutura transtibial para as configurações de ensaio frontal e traseira, respectivamente.

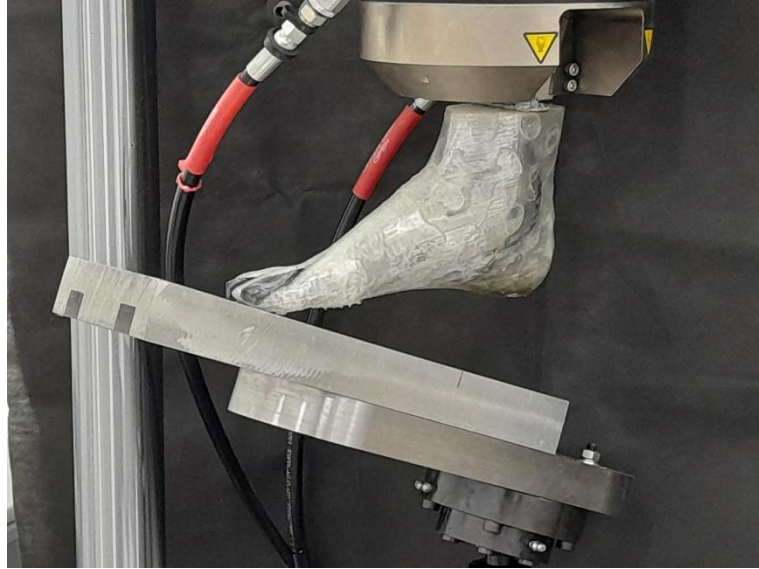


Figura 3.23–Posição de ensaio frontal. Fonte: Autor



Figura 3.24 – Posição de ensaio calcanhar. Fonte: Autor

Após o posicionamento da estrutura na máquina de ensaio universal servo-hidráulica da marca *Instron*®, modelo 8801, a velocidade de ensaio foi de 2mm/min. O ensaio foi realizado em temperatura ambiente, ou seja, 20°C. Os critérios de carregamentos que devem ser aplicados na estrutura transtibial estão dispostos na Tabela 2.3.

3.6.3 Caracterização do Volume de Fibras

A análise dos resultados dos ensaios mecânicos deste trabalho é significativamente influenciada pelo volume de reforço presente no compósito, o qual está diretamente relacionado às propriedades mecânicas de um material compósito. Portanto, é de grande importância caracterizar as estruturas em termos de seu volume de fibra.

O processo de caracterização do volume de fibras dos corpos de prova iniciou-se com a retirada de uma amostra dos reforços internos, contendo 240 mg. Utilizando uma balança de precisão do modelo *Shimadzu*® A UW220D, foi medida a massa do porta amostras. Em seguida, as amostras retiradas das próteses foram colocadas no porta amostras e pesadas em conjunto.

Para determinar a massa da fibra e da resina do compósito, foi necessário degradar a resina. Para isso, o porta amostras contendo as amostras do compósito foi colocado em um forno com atmosfera controlada de nitrogênio. O ciclo térmico utilizado para a degradação da resina consistiu em uma rampa de aquecimento a uma taxa de 20°C por minuto, começando a partir de 25°C e atingindo uma temperatura de 600°C, mantendo-se nesse patamar por 120 minutos. Durante todo o processo de degradação, um fluxo de nitrogênio de 30 cm³/min foi utilizado. A Figura 3.25 ilustra o ciclo térmico de degradação da resina.

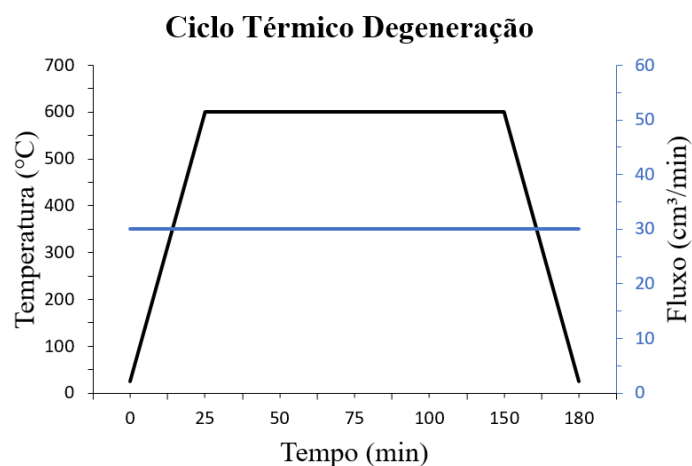


Figura 3.25 – Ciclo térmico usado para degradação da resina. Fonte: Autor

Após a degradação da resina, o que restou no porta amostras foi somente a fibra de carbono. Para a obtenção do volume de fibras foram utilizadas as Equações de 4 a 8.

$$m_c = m_t - m_p \quad (4)$$

$$m_f = m_c - m_p \quad (5)$$

$$m_m = m_c - m_f \quad (6)$$

$$V_f = \frac{m_f}{\rho_f} \quad (7)$$

$$V_m = \frac{m_m}{\rho_m} \quad (8)$$

onde, m_c é a massa do compósito, m_t é a soma da massa das amostras pesadas junto com o porta amostras de platina, m_p é a massa do porta amostras de platina, m_f é a massa de fibra, m_m é a massa da matriz, V_f é o volume de fibra, V_m é o volume da matriz, ρ_f é a massa específica de fibra que é igual a 1,78g/cm³ e ρ_m é a densidade da matriz que é igual a 1,2 g/cm³.

(Intencionalmente deixado em branco)

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Resultados Numéricos

Nesta etapa, serão avaliados e discutidos os resultados da simulação numérica realizada pelo método dos elementos finitos para as estruturas de reforço interno. É importante ressaltar que apenas os reforços internos em compósitos foram analisados, uma vez que são eles que devem suportar toda a carga do ensaio. As partes impressas têm uma função estética e também atuam na absorção de energia em situações de impacto. No entanto, este trabalho não tem como objetivo realizar essa verificação específica na parte impressa da prótese.

4.1.1 Análise de Compressão

Nesta etapa, foram realizadas as simulações numéricas do calcanhar e do antepé para avaliar se as estruturas do reforço interno iriam suportar o carregamento de 4480N. A etapa de comprovação foi descartada nesta fase de simulação, pois as estruturas devem ser robustas o suficiente para suportar o carregamento acima mencionado, portanto a carga de 2240N do ensaio de comprovação torna-se irrelevante por possuir menor valor. Os resultados para a carga no calcanhar estão ilustrados nas Figura 4.1 e 4.3. Já as Figuras 4.2 e 4.4 contêm os resultados para a carga aplicada sobre o antepé.

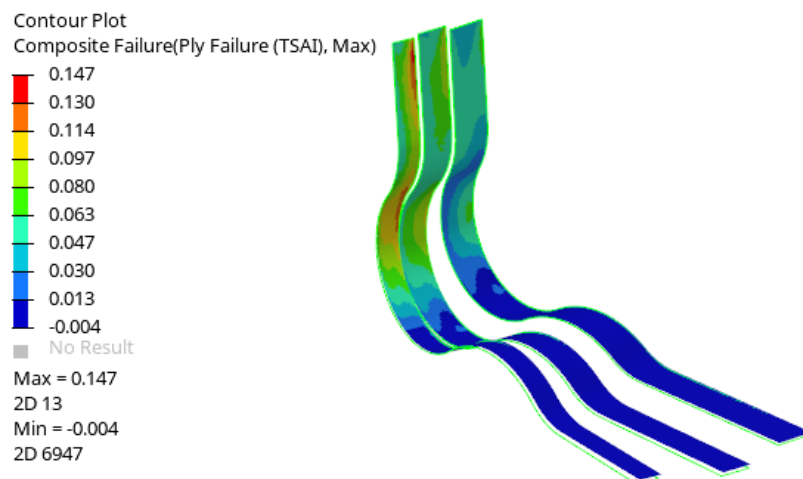


Figura 4.1 – Simulação Calcanhar – Tsai-Wu

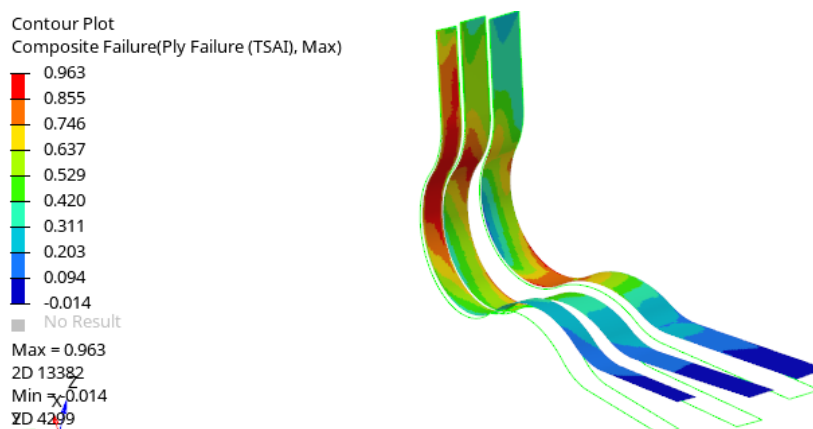


Figura 4.2 – Simulação Antepé – Tsai-Wu

O critério utilizado para avaliar se as estruturas estão falhando foi o de Tsai-Wu (discutido no Capítulo 3, item 3.4). Pode-se observar pela Figura 4.1 e 4.2 que a estrutura do reforço não está falhando com o carregamento exigido pela norma. Para uma melhor interpretação do resultado, foi realizado o cálculo da margem de segurança (MoS) a partir das Equações 2 e 3 e os resultados estão dispostos na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Valores da margem de segurança para o reforço interno. Fonte: Autor

Ensaio	FI	SR	MoS
Antepé	0,963	1,038	0,038
Calcanhar	0,147	6,803	5,803

Analisando as Figura 4.1 e 4.2 e Tabela 4.1 pode-se observar que o reforço interno está atendendo aos requisitos de falha em compressão da norma, porém as duas situações (carga no calcanhar e carga no antepé) possuem margens de segurança diferentes. Observa-se que, ao aplicar a carga no antepé, embora o critério de Tsai-Wu seja satisfeito, a margem de segurança é muito baixa. Por outro lado, quando a carga é aplicada na região do calcanhar, é obtido um valor alto de segurança.

A seguir, são apresentados os resultados das simulações numéricas referentes aos deslocamentos do reforço interno, sob as duas condições de carga exigidas pela norma. Na Figura 4.3, é observado um deslocamento relativamente baixo quando a carga máxima é aplicada na região do calcanhar, ocorrendo o maior valor na extremidade livre do reforço. Por outro lado, quando a carga é aplicada na região do antepé, Figura 4.4, tem-se um valor sete vezes maior. Fisicamente, podemos observar que os resultados das duas simulações são

coerentes, especialmente no segundo caso. Isso ocorre porque o ponto de aplicação da carga está mais distante dos pontos fixos em comparação ao primeiro caso, o que gera um maior momento de giro no reforço.

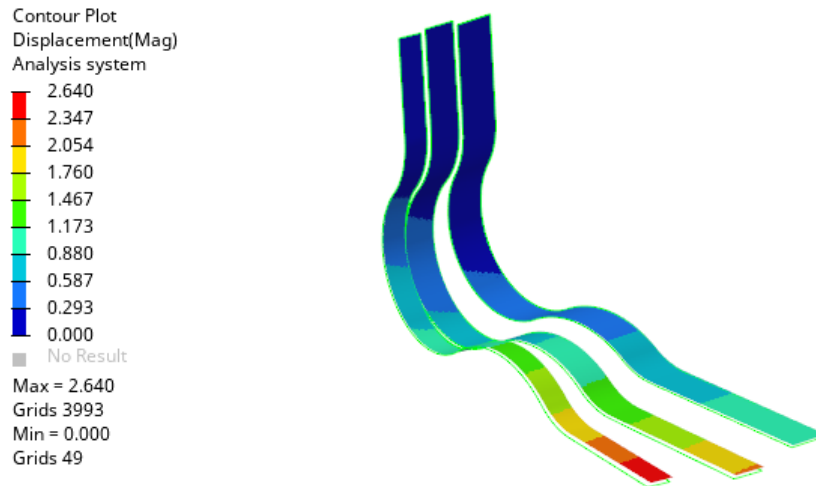


Figura 4.3 – Simulação Calcanhar – Deslocamento

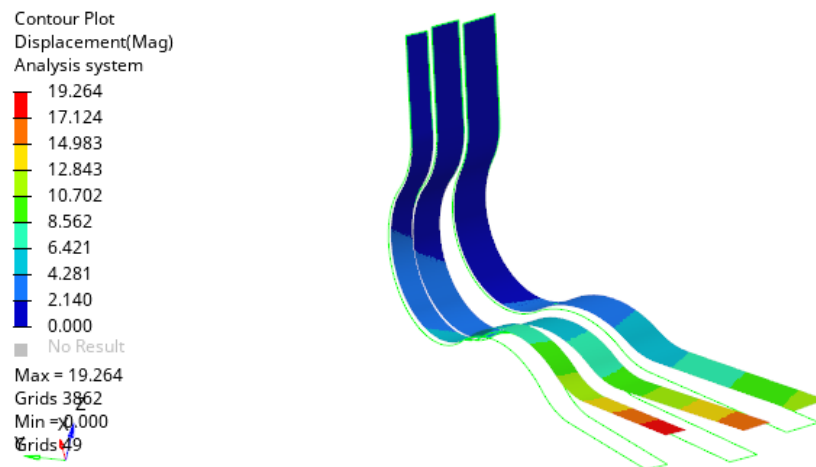


Figura 4.4 – Simulação Antepé – Deslocamento

Portanto, levando em conta as duas situações de aplicação de carga e realizadas as considerações em relação às margens de segurança, podemos concluir, nesta etapa de simulação, que as estruturas internas de reforço atendem aos requisitos estabelecidos pela norma.

4.2 Ensaio Experimental

Após a análise dos resultados das simulações numéricas para compressão, uma análise experimental dos resultados por meio de ensaios mecânicos foi de suma importância para critério de verificação da estrutura. Além disso, a partir dos ensaios mecânicos exigidos pela norma foi possível analisar a relação dos resultados numéricos e experimentais. Assim, neste capítulo serão apresentados os resultados dos ensaios mecânicos de compressão das próteses CDP1, CDP2, CDP3 e CDP4. De acordo com a norma é necessário realizar ensaios em diferentes pontos de aplicação de carga, incluindo o calcanhar e a região do antepé. Para isso, os corpos de prova CDP1 e CDP2 foram utilizados para o ensaio com carga aplicada no antepé, enquanto os corpos de prova CDP3 e CDP4 foram utilizados para o ensaio com carga aplicada na região do calcanhar.

4.2.1 Ensaio do Antepé – Comprovação e Falha

De acordo com as especificações da norma, os ensaios de compressão no antepé seguem duas etapas: Comprovação e Falha. Dessa forma, no procedimento experimental adotado, foi realizado inicialmente o ensaio de comprovação nos corpos de prova CDP1 e CDP2. Caso eles atingissem o valor de 2240N, que é o limite estabelecido para a condição de comprovação, seriam então, na sequência, ensaiados até a falha. Tem-se na Figura 4.5 um sequencial de imagens geradas durante o ensaio do CDP1, onde a primeira imagem refere-se ao início do ensaio e a última imagem ao término do ensaio.

(Intencionalmente deixado em branco)



Figura 4.5 - Ensaio de Compressão no Antepé

Os comportamentos dos corpos de prova CDP1 e CDP2 em relação às cargas suportadas e às energias absorvidas são ilustrados nas Figuras 4.6 e 4.7, respectivamente. As diferenças iniciais existentes entre as duas curvas foram devido à acomodação das próteses no dispositivo

de ensaio. De acordo com a norma, uma carga inicial de 100N deve ser aplicada para a pré carga destas, porém este carregamento não foi suficiente, gerando esta diferença entre as curvas.

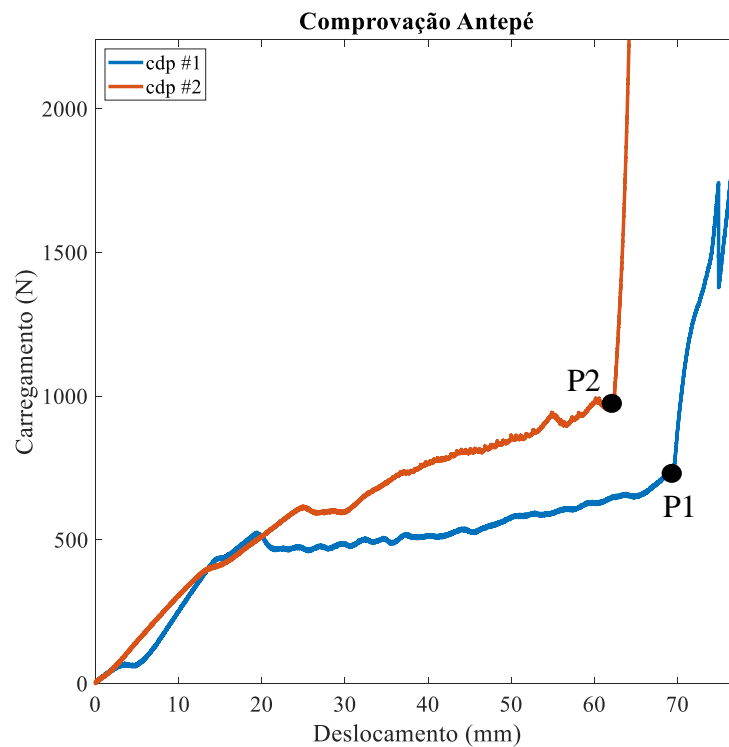


Figura 4.6 - Ensaio de Comprovação no Antepé

Ao analisar o gráfico do ensaio de comprovação do antepé, presente na Figura 4.6, observa-se um deslocamento excessivamente grande na parte livre da prótese. Com esse valor elevado de deslocamento o dispositivo de ensaio veio a se apoiar na região do calcanhar (pontos P1 e P2), conforme pode-se visualizar na Figura 4.5. O objetivo dessa etapa era verificar a capacidade do antepé de suportar a carga de comprovação por si só. No entanto, devido à deformação e ao apoio no calcanhar, o ensaio tornou-se inválido, impossibilitando a verificação dessa etapa de comprovação. O ensaio do CDP1 foi interrompido quando atingiu um deslocamento de aproximadamente 70 mm (ponto P1), ocorrendo essa deformação com uma carga aplicada de cerca de 700N. Por sua vez, o ensaio do CDP2 foi interrompido com um deslocamento de aproximadamente 62 mm (ponto P2), e essa deformação ocorreu com uma carga aplicada de cerca de 900N. Conseqüentemente, não foi possível realizar o ensaio até a falha nesses corpos de prova.

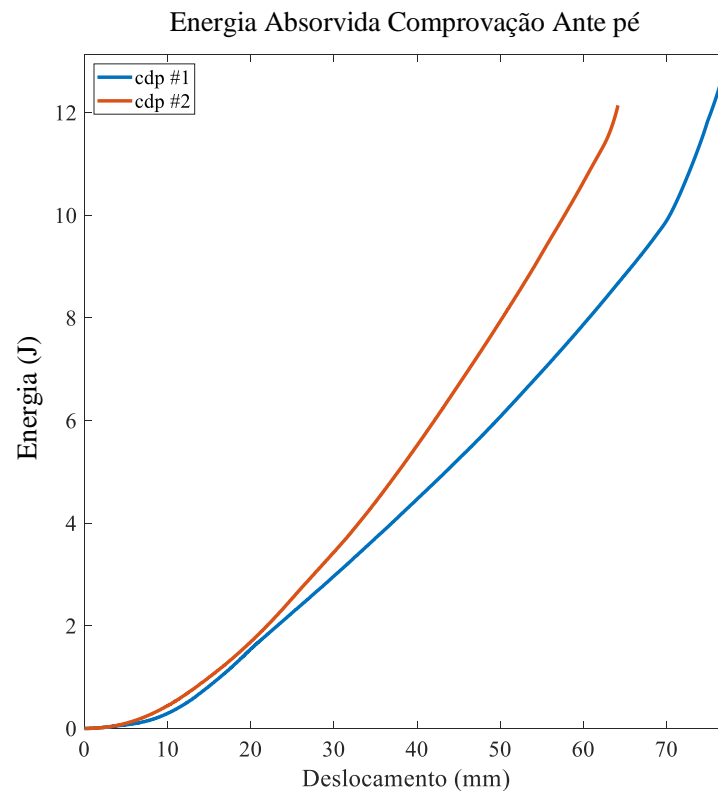


Figura 4.7 – Energia Absorvida pelo Antepé

Ao analisar o gráfico que representa a relação entre a energia absorvida e o deslocamento, apresentado na Figura 4.7, durante o ensaio realizado na região do antepé, é possível notar que, mesmo diante do escorregamento ocorrido nos intervalos de deslocamento de 25 a 60 mm para o CDP1 e de 20 a 70 mm para o CDP2, ambas as estruturas demonstraram uma absorção contínua de energia, praticamente seguindo uma tendência linear.

4.2.2 Ensaio do Calcanhar – Comprovação e Falha

Conforme as especificações da norma, os ensaios de compressão no calcanhar seguem as mesmas duas etapas mencionadas anteriormente: Comprovação e Falha. O procedimento de ensaio seguiu o mesmo padrão adotado para o ensaio no antepé. Inicialmente, foram realizados os testes de comprovação nos corpos de prova CDP3 e CDP4. Caso eles alcancem o valor de 2240N, que é o limite estabelecido para a condição de comprovação, seriam subsequentemente submetidos ao ensaio de falha. A Figura 4.8 apresenta uma sequência de imagens geradas

durante o ensaio do CDP3, em que a primeira imagem corresponde ao início do ensaio e a última imagem ao término.

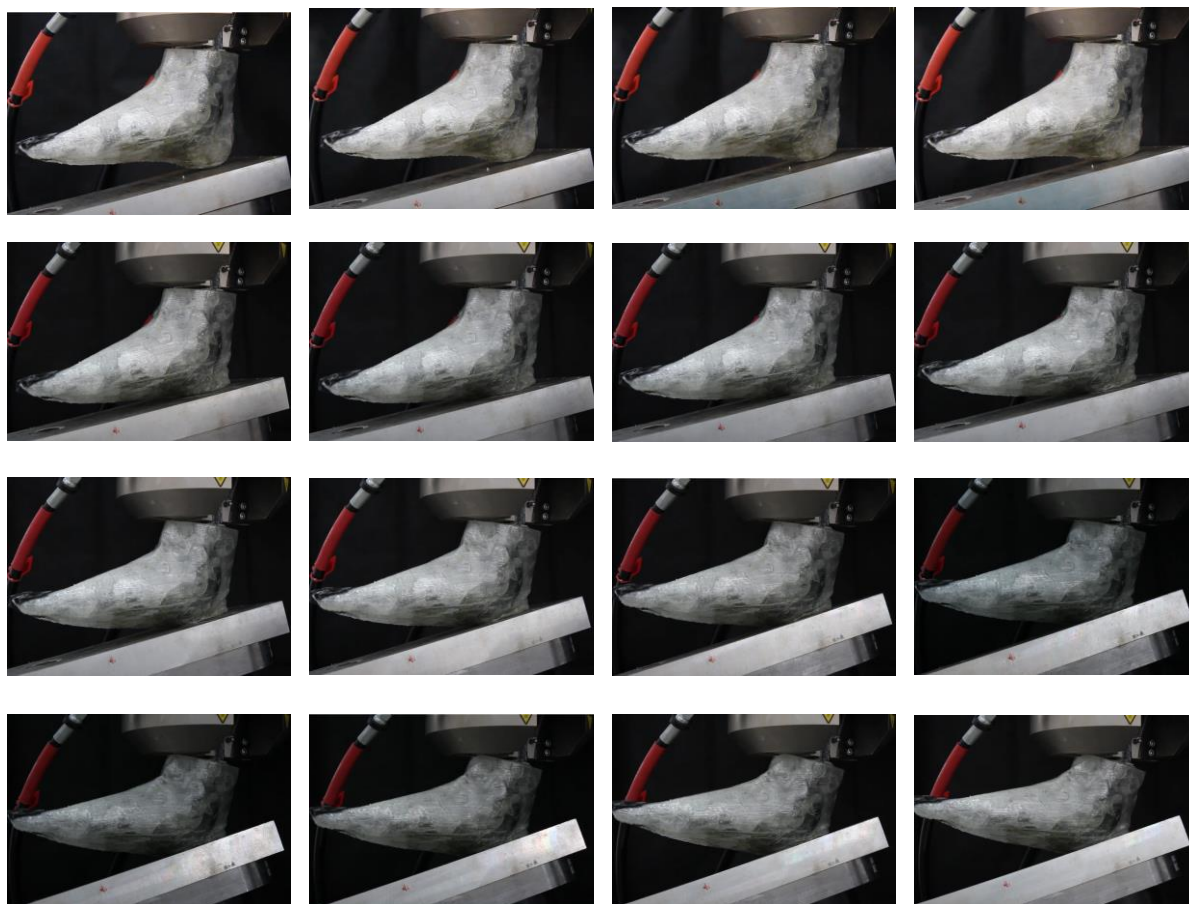


Figura 4.8 - Ensaio de Compressão no Calcanhar

Os comportamentos dos corpos de prova CDP3 e CDP4 em relação às cargas de comprovação e às energias absorvidas estão ilustrados nas Figuras 4.9 e 4.10. Já nas Figuras 4.11 e 4.12 tem-se os resultados do ensaio de falha e energia absorvida na falha, respectivamente. De acordo com a norma, uma carga inicial de 100N deve ser aplicada como pré carga entre as próteses e dispositivos de ensaio, porém este carregamento não foi suficiente, gerando uma diferença entre as curvas. Ambos corpos de prova, CDP3 e CDP4, tiveram sua acomodação após uma carga de 800N (pontos P1 e P2), porém elas ocorreram em deslocamentos diferentes. Uma com deslocamento de 6mm (CDP4 e P2) e a outra em 15,5mm (CDP3 e P1).

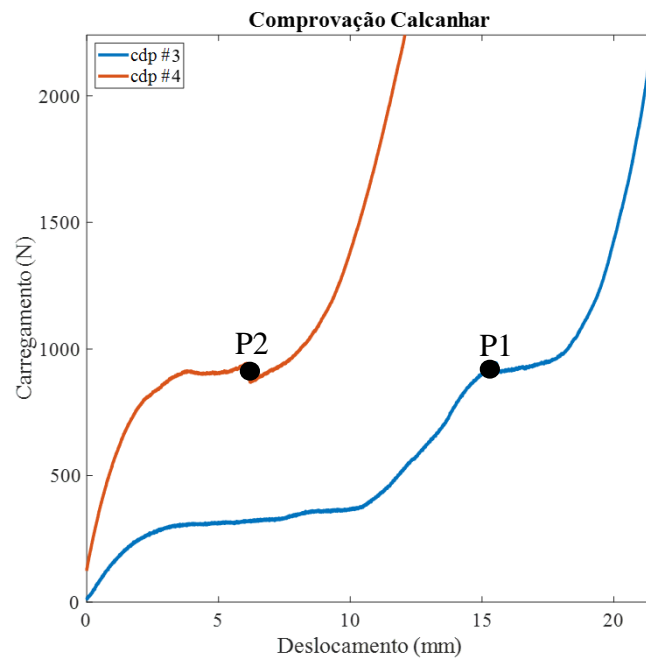


Figura 4.9 - Ensaio de Comprovação no Calcanhar

Após o ponto de acomodação das estruturas pode-se verificar na Figura 4.9 que ambos corpos de prova CDP3 e CDP4 atingiram o valor de 2240N exigido pela norma ISO 10328:2016. Sendo assim, estas próteses puderam ser ensaiadas até a falha.

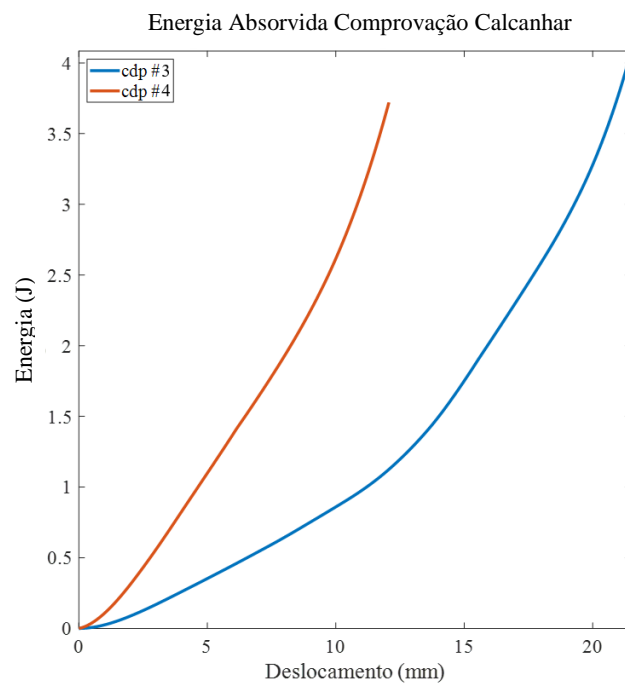


Figura 4.10 – Energia Absorvida na Comprovação do Calcanhar

Ao examinar o gráfico que representa a relação entre a energia e o deslocamento, apresentado na Figura 4.10, obtido no ensaio de comprovação, é evidente que a absorção de

energia pelo corpo de prova CDP4 ocorreu de maneira mais rápida. Em outras palavras, com um deslocamento de apenas 13 mm, a estrutura interna demonstrou a capacidade de absorver aproximadamente 3,5 J. Por outro lado, o corpo de prova CDP3 alcançou essa absorção quando atingiu cerca de 21 mm de deslocamento.

Ao analisar o gráfico da Figura 4.11, nota-se que ambas as estruturas inicialmente se deformaram até atingirem a posição de pré carga (pontos P1 e P3). O CDP4 apresentou uma deformação de 10mm antes de atingir a acomodação (ponto P1), enquanto o CDP3 se acomodou com uma deformação de 20mm (ponto P3). Ambos os corpos de prova se estabilizaram após a aplicação de uma carga de 1000N. Com a estabilização alcançada, as cargas continuaram a ser aumentadas até o ponto de falha (pontos P2 e P4). É importante ressaltar que, embora o objetivo de aprovação pela norma fosse atingir a carga de 4480N, pelo gráfico da Figura 4.11 pode-se observar que ambas as estruturas superaram esse ponto em quatro vezes, chegando a uma carga máxima de 16000N. Após esse valor, as estruturas sofreram escorregamentos (após os pontos P2 e P4), mas não chegaram a falhar.

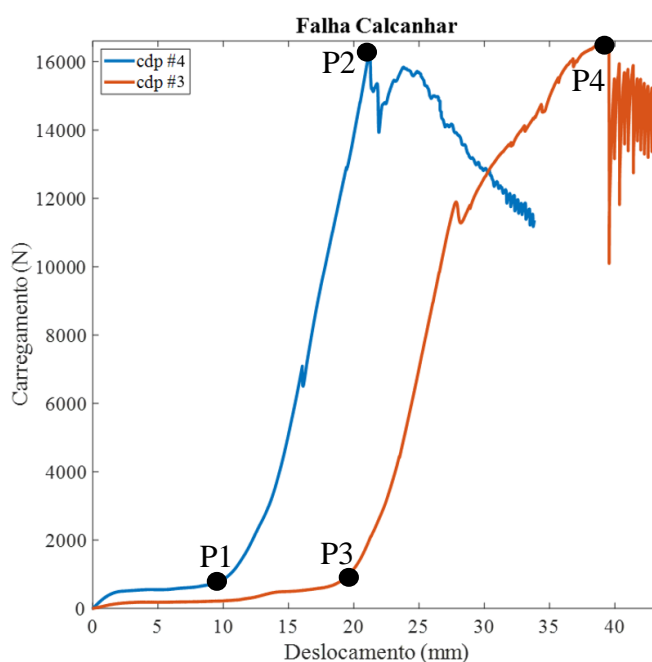


Figura 4.11 - Ensaio de Falha no Calcânhar

No gráfico da relação entre energia e deslocamento, apresentado na Figura 4.12, nota-se que ambos os corpos de prova absorveram uma quantidade equivalente de energia, aproximadamente 80 J ao final do ensaio. Destaca-se, ainda, que a partir do deslocamento de 20 mm para o CDP4 e 38 mm para o CDP3, ambos os corpos não experimentaram um aumento em sua carga devido ao escorregamento mencionado anteriormente. Contudo, ao analisar a

energia absorvida, é interessante observar que, apesar da ausência de incremento na carga e, em alguns casos, sua diminuição, ambos os corpos continuaram a absorver energia.

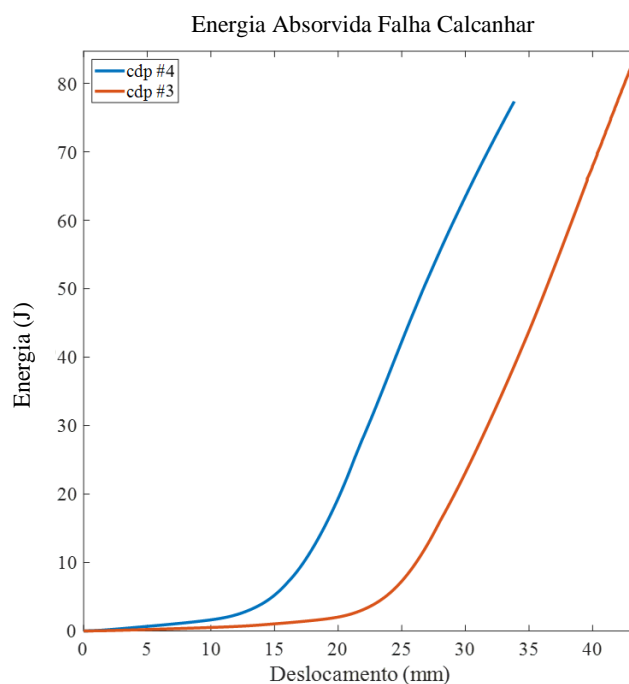


Figura 4.12 – Energia Absorvida na Falha no Calcanhar

4.2.3 Análises das falhas e relação dos resultados numéricos e experimentais

A Tabela 4.2 mostra os resultados dos ensaios de falha em compressão e correlaciona os ensaios com os resultados dos volumes de fibra obtidos pelo processo de caracterização descrito no Capítulo 3, item 3.5.

Ao examinar a Tabela 4.2, observa-se que os resultados mais significativos nos testes de compressão de todas as estruturas estão correlacionados com os maiores volumes de fibra. Como previamente abordado no Capítulo 3, seção 3.5, é notável que o volume de fibra exerce uma influência direta nas propriedades mecânicas dos materiais compósitos. Este fenômeno foi claramente destacado nos ensaios de compressão realizados neste trabalho.

Tabela 4.2 – Relação entre os resultados de compressão com os seus respectivos volumes de fibra.

Fonte: Autor

Ensaio Experimental	Comprovação		Falha		Fibra [%]
	Carga	Deslocamento	Carga	Deslocamento	
CDP1 - antepé	700	70	-	-	-
CDP2 - antepé	900	62	-	-	43,790
CDP3 - calcanhar	2240	21	16402	19	46,911
CDP4 - calcanhar	2240	12	16604	11	54,989
Média	-	41,3	16503	15	48,563
Desvio	-	29,0	142,8	5,7	5,780

É perceptível também a existência de uma relação entre os deslocamentos experimentados pelas estruturas do reforço interno e seus respectivos volumes de fibra. Constatamos que, à medida que o volume de fibra aumenta, a resistência à deformação da estrutura também se eleva. Por outro lado, ao analisar os dados referentes ao CDP2, que apresentou um significativo deslocamento, é notório que este possui o menor volume de fibra entre as próteses investigadas. Seu volume foi aproximadamente 10% inferior em comparação à média encontrada.

As propriedades atribuídas ao material na simulação computacional foram baseadas na premissa de um material uniforme, considerando um volume de fibra de 50%. Contudo, na prática, observamos que o valor médio foi de 48,5% de fibra, representando uma diferença percentual de apenas 2,5%.

A Tabela 4.3 estabelece uma relação entre os dados derivados da simulação computacional apresentada no Capítulo 4.1.1 e as informações provenientes do ensaio experimental detalhado no Capítulo 4.1.2.

Tabela 4.3 – Relação resultados computacionais e experimentais. Fonte: Autor

Amostra	Ensaio Computacional				Ensaio Experimental			
	Comprovação		Falha		Comprovação		Falha	
	Carga	Deslocamento	FI	MoS	Carga	Deslocamento	Carga	Deslocamento
CDP1	4480	19,26	0,963	0,038	700	70	-	-
CDP2					900	62	-	-
CDP3	4480	2,64	0,147	5,803	2240	21	16402	19
CDP4					2240	12	16604	11

CDP 1 e 2 - Ensaio no antepé

CDP 3 e 4 - Ensaio no calcanhar

Ao analisarmos os dados apresentados na Tabela 4.3 para os corpos de prova CDP1 e CDP2, notamos que seus índices Tsai-Wu estão muito próximos de 1. Vale ressaltar que, de acordo com esse índice, um valor superior a 1 indica a iminência de falha estrutural, conforme discutido previamente no Capítulo 3, item 3.4. Ao operar com uma margem de segurança tão estreita, torna-se evidente que qualquer variação no processo de fabricação da estrutura do reforço interno poderia impactar significativamente no resultado, potencialmente levando à falha do material. Este pressuposto se concretizou nos resultados do ensaio experimental do antepé.

Conforme previsto pela simulação, as próteses, na análise experimental do antepé, efetivamente falharam, resultando em deformações nos corpos de prova muito superiores às expectativas. Esse cenário culminou na interrupção do ensaio e na sua invalidação. Enquanto o programa de simulação previa uma deformação de 19,26 mm sob uma carga de 4480 N, os corpos CDP1 e CDP2 alcançaram valores médios de deformação cerca de 350% superiores, com uma carga aplicada de apenas 18% da necessária, deformação esta que está muito acima da esperada.

Ao analisar os dados provenientes da avaliação do ensaio no calcanhar para os corpos de prova CDP3 e CDP4, observa-se, no ensaio computacional, que as próteses deveriam suportar uma carga de 4480 N, apresentando uma deformação de apenas 2,64 mm. Ao mesmo tempo, o programa informou uma ampla margem de segurança, aproximadamente seis vezes o valor da carga limite de falha, que ocorreria quando o índice de Tsai-Wu atingisse 1.

Ao comparar os dados do ensaio computacional com os resultados experimentais, constata-se que a simulação foi congruente com o experimento. Os corpos de prova destinados ao ensaio no calcanhar não apenas suportaram a carga prevista na simulação e exigida pela norma, mas ultrapassaram esse valor em aproximadamente 368%, alcançando um deslocamento médio de 15 mm. Esses resultados expressivos foram viabilizados pela considerável margem de segurança obtida na simulação, suficientemente robusta para abranger todas as variações decorrentes da manufatura manual da estrutura do reforço interno.

Após concluir os ensaios mecânicos, constatou-se que os testes realizados na parte frontal do pé não foram satisfatórios. Isso ocorreu porque a estrutura interna, conhecida como reforço interno, não possuía rigidez suficiente para resistir aos esforços, resultando em uma deformação excessiva que invalidou o teste de falha. A fim de investigar a causa desse problema, um dos corpos de prova (CDP1) foi desfeito, separando a parte impressa da porção

do reforço interno, conforme mostrado na Figura 4.13. Ao analisar a estrutura do reforço, observou-se que durante a fabricação do compósito, algumas seções apresentavam geometrias diferentes das esperadas. Algumas regiões do canal interno não foram completamente preenchidas, como pode ser visto na Figura 4.14, resultando em áreas com alto índice de preenchimento de material e outras áreas com regiões vazias.



Figura 4.13 – Reforço interno CDP1

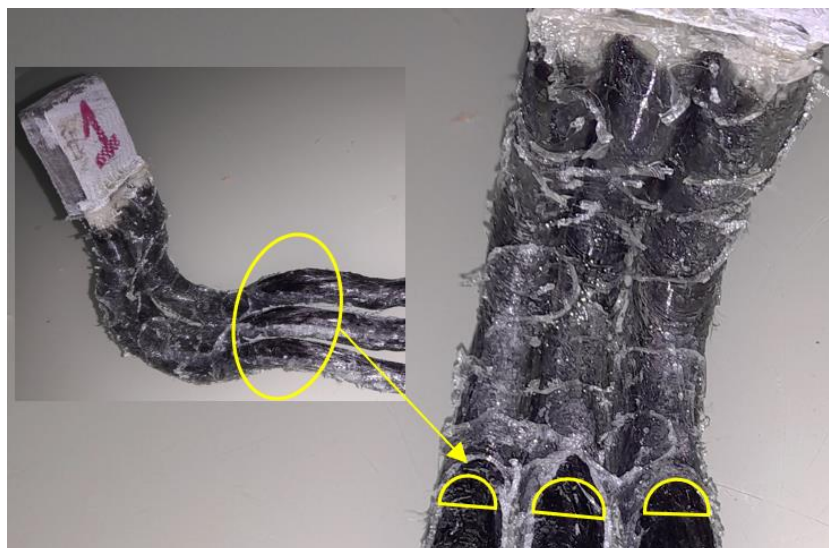


Figura 4.14 – Regiões com baixo preenchimento do CDP1

A Figura 4.15 apresenta dados sobre o modo de falha derivados da simulação computacional para a compressão no antepé, conforme descrito no Capítulo 4.1.1. Nessa figura, é possível notar que as áreas onde se originam a maior parte das concentrações de tensão coincidem com as regiões de preenchimento inadequado, conforme evidenciado na Figura 4.14.

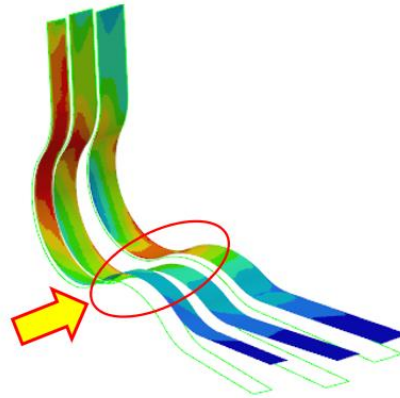


Figura 4.15 – Modo de falha para ensaio no antepé. Fonte: Autor.

Adicionalmente, destaca-se que certas áreas chamaram a atenção devido às suas seções transversais que ficaram abaixo das dimensões especificadas. Essas regiões estão exemplificadas na Figura 4.16 e tal ocorrência decorreu da torção das fibras durante o processo manual de fabricação do compósito.

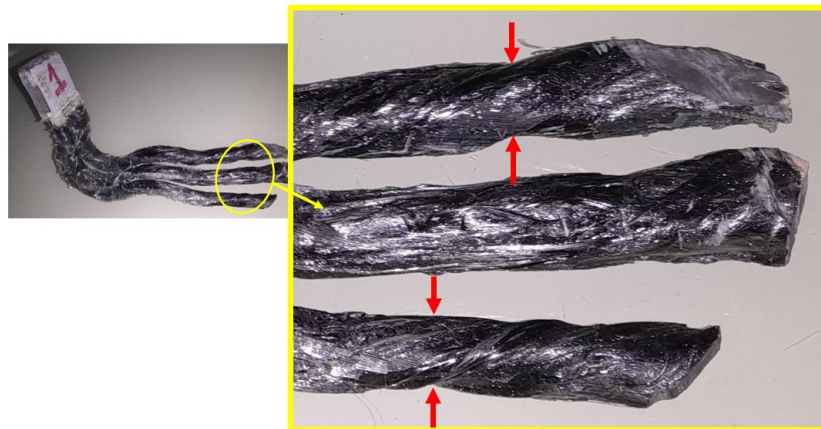


Figura 4.16 – Regiões com pequenas seções transversais do CDP1

Outro aspecto para consideração é a estimativa inicial da quantidade de resina especificada para a composição do compósito. Como evidenciado na Figura 4.17, parte da resina foi perdida ao longo do processo de fabricação, resultando em uma redução da resistência à deformação do material. Essa perda ocorreu devido à ação da gravidade durante a fase de secagem da resina, originada pela porosidade resultante do processo de impressão da prótese, levando ao escape de uma porção da resina.



Figura 4.17 – Regiões com acúmulo de resina

Outro ponto de perda ocorreu durante o próprio processo de manufatura do compósito, que não se deu em um sistema fechado, resultando em parte da matriz não sendo inserida dentro do tubo, a região do reforço interno. Esse segundo caso decorreu da presença de um estrangulamento durante a inserção da fibra de carbono impregnada com resina. O diâmetro do canal no qual ela foi inserida era menor em comparação com o diâmetro do cabo de fibras, devido à sua não compactação no início do processo, fazendo com que parte da resina ficasse contida já na entrada do canal.

Finalmente, na análise do reforço interno após o ensaio, foi identificada a presença de pequenas áreas secas de fibra de carbono. Em outras palavras, são seções internas que não foram devidamente impregnadas pela resina, conforme ilustrado na Figura 4.18. Essa circunstância resultou na ausência de resistência mecânica nessas regiões, comprometendo sua contribuição para a resposta à compressão do restante da estrutura.



Figura 4.18 – Regiões com falta de resina

Estes fatos acima citados, associados às mudanças de direção dos cabos do compósito, podem ter corroborado com a baixa rigidez da estrutura interna, quando submetida a esforços no antepé.

Todas os corpos de prova passaram pelos mesmos procedimentos de fabricação. Tanto os corpos submetidos ao ensaio de compressão no calcanhar, quanto os submetidos ao ensaio no antepé. Esses defeitos de fabricação foram observados apenas nas regiões do antepé. Na região do calcanhar o compósito não sofreu torções ou teve sua seção transversal diminuída. Essa ocorrência resultou da orientação do processo de fabricação do reforço interno, que teve início na região do tornozelo e se estendeu até a área do antepé, conforme ilustrado na Figura 3.20 do Capítulo 3.5.2.

(Intencionalmente deixado em branco)

5. CONCLUSÕES E SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

5.1 Conclusões

A configuração estabelecida por este trabalho atendeu aos requisitos técnicos estipulados pela norma no ensaio do calcanhar, demonstrando conformidade com os padrões estabelecidos. No entanto, houve falha no ensaio no antepé, indicando a necessidade de ajustes ou melhorias na configuração atual para alcançar plenamente os critérios exigidos pela norma nessa área específica. Este resultado destaca a importância contínua do aprimoramento do projeto e do processo de fabricação para atender aos rigorosos padrões de desempenho estabelecidos pela norma.

Sob a perspectiva estrutural, a utilização de materiais compostos, constituídos por fibras de carbono e resina, revelou-se altamente eficaz e promissora. Apesar da necessidade de ajustes de projeto na porção do antepé, a estrutura interna em compósito demonstrou uma eficiência notável. Após essas correções, acredita-se que ela pode emergir como uma alternativa viável aos modelos já propostos na literatura.

Em relação a projetar e analisar, pelo método dos elementos finitos, o reforço interno utilizando a norma ISO 10328:2016 como referência pode-se afirmar que ele é uma ferramenta extremamente valiosa para a fase inicial de projeto e análise estrutural. A capacidade de modelar diversos parâmetros do reforço interno, como os diâmetros das barras e a geometria longitudinal, sem a necessidade de realizar sua fabricação proporciona uma significativa economia de tempo e redução de custos. Dessa forma, evidencia-se como uma ferramenta ideal para o desenvolvimento e análise das estruturas do reforço interno, quando se utiliza a norma ISO 10328:2016 como referência.

Em relação a validar as configurações estudadas através de simulação numérica pelo método dos elementos finitos e ensaios mecânicos regidos pela norma ISO 10328:2016, pode-se observar que os resultados destacaram a viabilidade de se aplicar as configurações propostas para o reforço interno por meio de simulação numérica e ensaios mecânicos. Embora nem todas as regiões tenham atingido os carregamentos exigidos pela norma, a validação numérica

desempenhou um papel crucial como uma etapa preliminar à fabricação do reforço interno. Os resultados dos ensaios físicos corroboraram com as respostas fornecidas pela simulação, inclusive identificando as áreas propensas a falhas e avaliando seu grau de risco, tal como ocorreu durante o experimento. Portanto, conclui-se que é possível realizar todo o projeto numericamente (em computador), e uma vez que os parâmetros são validados, prosseguir com a fabricação e os ensaios mecânicos.

Com relação à comparação dos resultados obtidos nos ensaios realizados no antepé e calcanhar propostos por este trabalho, analisando as viabilidades para aplicações como prótese transtibial pode-se verificar que ambas as análises consideraram os mesmos parâmetros para a construção do reforço interno. No ensaio do calcanhar, os resultados superaram o valor solicitado pela norma em 368%, para a compressão. Já no ensaio no antepé, ocorreu uma falha com uma carga de apenas 20% da carga objetivo, devido à baixa resistência à deformação resultante de defeitos oriundos do processo de fabricação. Esses resultados evidenciam que a estrutura proposta neste trabalho, embora tenha atingido um valor significativamente superior em relação à norma no ensaio do calcanhar, falhou na verificação do antepé. Portanto, é necessário corrigir a estrutura como um todo para atender a todos os requisitos exigidos pela norma ISO.

Em relação a verificar a relação entre os resultados numéricos e experimentais das configurações propostas pode-se observar que os resultados evidenciaram uma forte relação entre os dados numéricos e experimentais. Foi constatado que as imperfeições provenientes do processo de fabricação foram determinantes para a falha no ensaio experimental do antepé, alinhando-se com as previsões da simulação. Da mesma forma, a análise indicou que a carga final suportada pelo calcanhar no experimento superou os requisitos normativos. Na verificação computacional, o objetivo foi alcançado com uma margem de segurança aproximadamente 5,8 vezes maior que o limite de falha estabelecido. Isso destaca a confiabilidade da realização do projeto inicial e validação por simulação numérica da estrutura do reforço interno.

Essa abordagem é de suma importância na redução de custos, uma vez que permite a condução completa do projeto e validação sem a necessidade de fabricar diversas estruturas e realizar múltiplos ensaios mecânicos.

Os resultados indicam que o conceito é altamente promissor, se tornando uma alternativa viável na área protética. Portanto, é necessário avançar com o projeto, realizar uma

nova verificação experimental e, por fim, adotar uma nova abordagem para possibilitar que o processo de fabricação atinja uma escala industrial de produtividade.

5.2 Sugestões para trabalhos futuros

- Obter um equacionamento matemático para o projeto da geometria da estrutura interna a fim de que ela possa ser otimizada dimensionalmente;
- Avaliar uma nova geometria para o reforço interno e refazer o ensaio de compressão na região do antepé.
- Avaliar o uso de outros tipos de materiais para aplicação na porção impressa da prótese.
- Avaliar a utilização de outros tipos de fibras e matrizes para o compósito que formam o reforço interno.
- Realizar um estudo dos parâmetros de impressão da prótese a fim de otimiza-lo.
- Realizar os ensaios de fadiga nas estruturas.
- Realizar ensaio de impacto nas estruturas do reforço interno.
- Avaliar a utilização de outros processos de manufatura do reforço interno.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVARINHO, J. *et al.* Study, Development and Application of a Prosthetic Foot for a Transtibial Amputation of Traumatic Etiologic. *Open Academic Journal of Advanced Science and Technology*, pp. 1-14. 2022.

ANCELOTTI JUNIOR, A. C. Efeitos da porosidade na resistência ao cisalhamento e nas propriedades dinâmicas de compósitos de fibra de carbono/resina epoxi. [s.l.] Instituto Tecnológico de Aeronáutica, 2006.

BENCE ROCHLITZ, DAVID PAMMER, DR. RITA KISS, 34th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics, University of Trieste, Italy, 2017

BERGE, J. S.; KLUTE, G. K.; CZERNIECKI, J. M. Mechanical properties of shockabsorbing pylons used in transtibial prostheses. *J Biomech Eng*, v. 126, n. 1, p. 120– 122, 2004.

BLIQUEZ, L. V. Classical Prosthetics. *Archaeological Institute of America*, v. 36, n. 5, p. 25–29, 1983.

BOCOLINI, F. *Reabilitação: Amputados, Amputações, Próteses*. 2ª Edição, Ed.: Guanabara, São Paulo, 2000.

BUNAKOV, V. A.; VASILIEV, V. V. Projeto of axially compressed composite cylindrical shells with lattice stiffeners - Optimal structural projeto. Technomic Publishing Co. 1999.

CAGLE, J. C. *et al.* A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners. *Medical & Biological Engineering & Computing*, p. 1–14, 2017.

CANTRELL, J. T. *et al.* Experimental characterization of the mechanical properties of 3D-printed ABS and polycarbonate parts. *Rapid Prototyping Journal*, v. 23, n. 4, p. 811–824, 2017.

CARVALHO, J. A. *Amputação de membros inferiores: Em busca da plena 110 reabilitação*. Manole, São Paulo, Brasil, 1999.

HARO, F. B. *et al.* Analysis Method for The Projeto and Manufacture of Sports Transtibial Prostheses. In Eighth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality (TEEM'20), October 21–23, 2020

JUNQUEIRA, D. M. *et al.* Tubo para Prótese de Membro Inferior Utilizando Travessas Rígidas - Uma Análise Numérica. 7 Congresso Brasileiro de Carbono. Campos do Jordão, Brazil: 2017

JUNQUEIRA, Diego Morais. Tubo para prótese de membro inferior utilizando estrutura de Travessas Rígidas. 2018. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, 2018.

JUNQUEIRA, D. M.; GOMES, G. F.; SILVEIRA, M. E.; ANCELOTTI JR., ANTONIO CARLOS. Projeto Optimization and Development of Tubular Isogrid Composites Tubes for Lower Limb Prosthesis. *APPLIED COMPOSITE MATERIALS*, p. 1-25, 2018.

KE, M.-J. *et al.* Influence of Three Different Curvatures Flex-Foot Prosthesis While Single-Leg Standing or Running: a Finite Element Analysis Study. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 17, n. 3, p. 1750055, 2017.

KOBAYASHI, T. *et al.* Effect of alignment changes on sagittal and coronal socket reaction moment interactions in transtibial prostheses. *Journal of Biomechanics*, v. 46, n. 7, p. 1343–1350, 2013.

KOBAYASHI, T. *et al.* Effect of prosthetic alignment changes on socket reaction moment impulse during walking in transtibial amputees. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 6, p. 1315–1323, 2014.

NICOLOSO, L.G.V *et al.* Towards 3D printing of a monocoque transtibial prosthesis using a bio-inspired projeto workflow. *Rapid Prototyping Journal* 67–80, 2021.

MARTINS, A. T. D. Projeto e Fabricação de Tubos Compósitos em Fibras de Carbono/Epóxi para Próteses Transtibiais por Moldagem com Bladder. [s.l.] Universidade Federal de Itajubá, 2015.

V. VIJAYAN, S. ARUN KUMAR, S. GAUTHAM *et al.*, Projeto and analysis of prosthetic foot using additive manufacturing technique, *Materials Today: Proceedings*. 2020