

JÚLIA SOUZA ABRÃO

**DESIGN PARAMETRIZADO EM MANUFATURA ADITIVA DE PÉ PROTÉTICO
MODULAR COM FILAMENTO DE COMPÓSITO POLIMÉRICO REFORÇADO
COM FIBRAS DESCONTÍNUAS DE CARBONO**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2025

JÚLIA SOUZA ABRÃO

**DESIGN PARAMETRIZADO EM MANUFATURA ADITIVA DE PÉ PROTÉTICO
MODULAR COM FILAMENTO DE COMPÓSITO POLIMÉRICO REFORÇADO
COM FIBRAS DESCONTÍNUAS DE CARBONO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **Doutora em Engenharia Mecânica**.

Área de Concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Orientador: Prof. Dr. Arthur Alves Fiocchi

UBERLÂNDIA - MG
2025

JÚLIA SOUZA ABRÃO

**DESIGN PARAMETRIZADO EM MANUFATURA ADITIVA DE PÉ PROTÉTICO
MODULAR COM FILAMENTO DE COMPÓSITO POLIMÉRICO REFORÇADO
COM FIBRAS DESCONTÍNUAS DE CARBONO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **Doutora em Engenharia Mecânica**.

Área de Concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Uberlândia, 27/08/2025

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo - FEMEC/UFU

Prof. Dr. Louriel Oliveira Vilarinho - FEMEC/UFU

Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan – USP

Prof. Dr. Jonas de Carvalho - USP

Prof. Dr. Arthur Alves Fiocchi - FEMEC/UFU (Orientador)

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

A161 Abrão, Júlia Souza, 1996-
2025 DESIGN PARAMETRIZADO EM MANUFATURA ADITIVA DE PÉ
PROTÉTICO MODULAR COM FILAMENTO DE COMPÓSITO
POLIMÉRICO REFORÇADO COM FIBRAS DESCONTÍNUAS DE
CARBONO [recurso eletrônico] / Júlia Souza Abrão. - 2025.

Orientador: Arthur Alves Fiocchi.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Mecânica.
Modo de acesso: Internet.
DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2025.579>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia mecânica. I. Fiocchi, Arthur Alves, 1981-, (Orient.).
II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em
Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 621

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Mecânica

Av. João Naves de Ávila, nº 2121, Bloco 1M, Sala 212 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4282 - www.posmecanica.ufu.com.br - secposmec@mecanica.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Mecânica			
Defesa de:	Tese de Doutorado, número 406, PPGEM			
Data:	27 de agosto de 2025	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:
Matrícula do Discente:	12113EMC003			
Nome do Discente:	Júlia Souza Abrão			
Título do Trabalho:	DESIGN PARAMETRIZADO EM MANUFATURA ADITIVA DE PÉ PROTÉTICO MODULAR COM FILAMENTO DE COMPÓSITO POLIMÉRICO REFORÇADO COM FIBRAS DESCONTÍNUAS DE CARBONO			
Área de concentração:	Materiais e Processos de Fabricação			
Linha de pesquisa:	Engenharia Biomecânica			
Projeto de Pesquisa de vinculação:	"Inovação em tecnologia assistiva: desenvolvimento de dispositivos acessórios para cadeiras de rodas por manufatura aditiva"			

Reuniu-se por videoconferência, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, assim composta: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo - FEMEC/UFU, Prof. Dr. Louriel Oliveira Vilarinho - FEMEC/UFU, Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan - USP, Prof. Dr. Jonas de Carvalho - USP e Prof. Dr. Arthur Alves Fiocchi - FEMEC/UFU, orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr. Arthur Alves Fiocchi, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(as) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação

interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Arthur Alves Fiocchi, Professor(a) do Magistério Superior**, em 27/08/2025, às 18:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Louriel Oliveira Vilarinho, Professor(a) do Magistério Superior**, em 27/08/2025, às 18:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Jonas de Carvalho, Usuário Externo**, em 27/08/2025, às 18:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Carlos Alberto Fortulan, Usuário Externo**, em 27/08/2025, às 18:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 27/08/2025, às 18:32, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **6605798** e o código CRC **B419963D**.

Referência: Processo nº 23117.057278/2025-11

SEI nº 6605798

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter sido luz nos momentos escuros e força nos momentos de fraqueza. Aos espíritos de luz que, invisíveis aos olhos, me guiaram e protegeram durante esta jornada. Aos seres que me amam — pelo afeto constante, pelas palavras de incentivo e pela presença nos momentos mais difíceis.

Ao meu orientador, pelo apoio, pela confiança e por compartilhar comigo sua experiência e conhecimento ao longo deste percurso.

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU), ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGEM) e à Faculdade de Engenharia Mecânica (FEMEC), pelo espaço de formação, aprendizado e crescimento.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), à Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) (2209/22 e 2127/22) e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) (APQ-01759-17, APQ-00403-24), pelo apoio financeiro essencial à realização desta pesquisa.

Aos projetos de extensão viabilizados por emendas parlamentares vinculadas ao FEMEC MAKER (23117.039298/2021-79 e 23117.024929/2023-17), que ampliaram as possibilidades práticas e sociais do meu trabalho. Ao Centro Brasileiro de Referência em Inovação Tecnológica Assistiva (CINTESP.Br/UFU), por contribuir para que este projeto fosse também um compromisso com a inclusão e a transformação social.

Aos laboratórios: Laboratório de Ensino e Pesquisa em Usinagem (LEPU), Laboratório de Tribologia e Materiais (LTM), Laboratório de Processos de Soldagem (LAPROSOLDA), Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) e FEMEC MAKER, pela infraestrutura, pelo suporte técnico e pela convivência inspiradora com colegas e pesquisadores.

À Clínica Ortopédica, à AACD e aos demais parceiros da pesquisa de campo, pela colaboração generosa e fundamental para a conexão entre ciência e vida real.

Aos membros da banca examinadora, pela leitura atenta e pelas contribuições valiosas para o amadurecimento deste trabalho.

Ao meu psiquiatra e à minha psicóloga, pelo cuidado com minha saúde mental, sem o qual nada disso seria possível.

E a todos que, de alguma forma, estiveram comigo nesta caminhada: o meu mais profundo e sincero agradecimento.

Design é síntese

Abrão, Júlia Souza. **Design Parametrizado em Manufatura Aditiva de Pé Protético Modular com Filamento de Compósito Polimérico Reforçado com Fibras Descontínuas de Carbono.** 2025. 199 F. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia. DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2025.579>.

RESUMO

Os compósitos poliméricos reforçados com fibras descontínuas (*Discontinuous Fiber Polymer Composites – DFPC*) têm se destacado na Manufatura Aditiva (MA) como alternativas promissoras para o desenvolvimento de produtos com elevada complexidade geométrica e desempenho mecânico otimizado. Esses materiais oferecem boas propriedades mecânicas, enquanto a aplicação da MA contribui para a melhoria do desempenho estrutural através de diferentes orientações de deposição e construção). Tais materiais permitem não apenas a redução do desperdício de matéria-prima, quando comparados a processos convencionais, como também a customização de soluções para diferentes áreas, incluindo o setor biomédico. No contexto da fabricação de próteses infantis, especialmente transtibiais, identifica-se um problema crítico relacionado à necessidade frequente de substituição desses dispositivos durante o crescimento da criança, o que gera impactos ambientais, econômicos e sociais significativos. Esta tese objetivou o desenvolvimento de um modelo inédito, paramétrico e modular de um pé protético infantil, projetado segundo os princípios do *Design for Additive Manufacturing (DfAM)* via *FFF*. A proposta oferece um dispositivo ajustável às fases de crescimento do paciente, minimizando a geração de resíduos e otimizando a eficiência de fabricação. Para embasar o projeto, foram realizados ensaios mecânicos de tração com corpos de prova impressos em *DFPC*, avaliando-se diferentes orientações de construção e orientação de deposição. Os resultados indicaram que a combinação entre orientação de construção lateral e a orientação de deposição do filamento de 0° (em relação a mesa de impressão) proporcionou os melhores desempenhos mecânicos, com destaque para o maior limite de resistência (LR) $40,33 \pm 1,61$ MPa configurando-se como parâmetros ideais para a produção da prótese proposta. Como impacto da pesquisa, contribuindo para o avanço científico e tecnológico, apresenta-se a proposta “Ciclo Use e Reuse SUS”, um sistema adaptado ao contexto do Sistema Único de Saúde, que visa à redução de custos por meio da reutilização de módulos protéticos ajustáveis e a proposta de adaptação do processo convencional de próteses aliados as tecnologias de MA e scanner 3D.

Palavras-chave: Impressão 3D; Compósitos termoplásticos; Fabricação por Filamento Fundido; Tecnologia Assistiva; Parametrização.

Abrão, Júlia Souza. **Parametric Design in Additive Manufacturing of Modular Prosthetic Foot Using Polymer Composite Filament Reinforced with Discontinuous Carbon Fibers** 2025. 199 F. Doctoral thesis, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia. DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2025.579>

ABSTRACT

Discontinuous Fiber Polymer Composites (DFPC) have emerged in Additive Manufacturing (AM) as promising alternatives for the development of products with high geometric complexity and optimized mechanical performance. These materials offer favorable mechanical properties, while the application of AM contributes to improved structural performance through different deposition and build orientations. In addition to reducing raw material waste compared to conventional processes, such materials also enable the customization of solutions across different sectors, including the biomedical field. In the context of pediatric prosthesis manufacturing, particularly transtibial devices, a critical issue arises from the frequent need to replace these devices during the child's growth, generating significant environmental, economic, and social impacts. This dissertation aimed to develop an original parametric and modular model of a pediatric prosthetic foot, designed under the principles of Design for Additive Manufacturing (DfAM) using Fused Filament Fabrication (FFF). The proposed model offers an adjustable device that adapts to the patient's growth stages, minimizing waste generation and optimizing manufacturing efficiency. To support the design, tensile tests were conducted on DFPC specimens, evaluating different build orientations and filament deposition directions. The results indicated that the combination of lateral build orientation with a 0° filament deposition angle (relative to the print bed) provided the best mechanical performance, highlighted by the highest ultimate strength (40.33 ± 1.61 MPa), establishing these parameters as optimal for the proposed prosthesis production. As a scientific and technological contribution, this research introduces the "Use and Reuse SUS Cycle," a system tailored to the Brazilian Unified Health System (SUS) context, aimed at reducing costs through the reuse of adjustable prosthetic modules. Additionally, it proposes the integration of conventional prosthetic manufacturing processes with AM technologies and 3D scanning.

Keywords: 3D Printing, Discontinuous Fiber-Reinforced Composites, Thermoplastic Composites, Fused Filament Fabrication, Assistive Technology, Parameterization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Visão sistêmica da pesquisa: da definição do problema à proposta de solução....	7
Figura 2.1 – Rede bibliométrica referente as principais palavras-chave da pesquisa (<i>additive AND manufacturing AND short AND fiber AND composites AND for AND prosthetics</i>).....	8
Figura 2.2 – Representação do método de impressão via FFF	10
Figura 2.3 – Etapas do processo e do planejamento de processo da MA	11
Figura 2.4 – Esquema de um compósito bifásico: fase matriz e fase dispersa.....	14
Figura 2.5 – Tipos de fibras (Fibra de carbono, Fibra de vidro, HSHT Fibra de vidro e Kevlar®)	15
Figura 2.6 – Diagrama tensão por deformação relativa do comportamento mecânico à tração de cinco amostras de monofilamentos de termoplástico PLA com fibras curtas de carbono	18
Figura 2.7 – Ajuste linear da região elástica correspondente ao comportamento mecânico médio dos monofilamentos de termoplástico PLA com carga de fibras curtas de carbono	18
Figura 2.8 – Tensão entre planos de material anisotrópico	20
Figura 2.9 – Plano de tensão bidimensional	21
Figura 2.10 – Orientação da construção posição vertical (<i>upright</i>), a lateral (<i>on-edge</i>) e a plana (<i>flat</i>)	21
Figura 2.11 – Propriedades físicas diferentes quando medidas em direções diferentes.....	22
Figura 2.12 – Previsão do mercado de MA com compósitos (US\$) 2018 – 2028	23
Figura 2.13 – Oficinas Ortopédicas SUS: locais de atuação e modelos médicos fornecidos..	26
Figura 2.14 – Uso de um scanner 3D para gerar o modelo digital da perna do paciente: etapas do projeto: (a) identificação da área óssea, (b) definição da linha de corte e (c) formato final da órtese tornozelo-pé	28
Figura 2.15 – (a) Força máxima aplicada ao soquete impresso em 3D com diferentes espessuras, (b) Montagem experimental de teste estrutural de prótese de perna de membro inferior	29
Figura 2.16 – Tipos de amputações de membros inferiores	32
Figura 2.17 – Dimensões antropométricas: dimensões humanas médias globais expressas em milímetros (mm), para diferentes perfis: feminino, masculino e infantil	34
Figura 2.18 – Fases da marcha com e sem prótese.....	35
Figura 2.19 – Modelos de próteses vendidas no mercado e seus respectivos valores comerciais	37

Figura 2.20 – Modelos digitais de projeto de próteses de pé otimizados via CAD: medidas em mm.....	38
Figura 2.21 – Prótese de bambu laminado colado e biocompósito de fibra de bambu fabricada e seus elementos separados.....	39
Figura 2.22 – Patente BR 202017018540-6 U2 Prótese transtibial com pé triplamente curvado com amortecimento posterior	40
Figura 2.23 – Diferentes Geometrias e ângulos do projeto de prótese e seus principais componentes	40
Figura 2.24 – Proposta de pé protético em perspectiva e suas vistas lateral, superior e frontal	41
Figura 2.25 – Principais focos e objetivos do Projeto E-NABLE®	42
Figura 2.26 – Acesso aos dispositivos assistivos de reabilitação social promovido pela organização Handicap International	42
Figura 2.27 – <i>LimbForge Upper Limb System</i> , um catálogo de peças modular de componentes impressos em 3D para próteses de membros superiores	43
Figura 2.28 – Estudo do movimento da mão junto a um protótipo de um modelo de dedo impresso via MA	45
Figura 2.29 – Proposta do sistema <i>Double Diamond</i> , ciclos e estruturas iterativas.....	47
Figura 2.30 – Estratégias e fases do ciclo de vida dos produtos	49
Figura 2.31 – Metodologia do Design Sustentável com inclusão do <i>Triple Bottom Line</i> (TBL) ou tripé da sustentabilidade	50
Figura 2.32 – Exemplo de uma geometria complexa que é impossível de replicar na manufatura tradicional	51
Figura 2.33 – Proposta da estrutura de automação de projeto	54
Figura 2.34 – Ilustração do processo geral de desenvolvimento do <i>DfAM</i>	55
Figura 2.35 – Abordagem de projeto orientada para MA.....	57
Figura 2.36 – Representação esquemática da aplicação de força em peças impressas em 3D com diferentes orientações de deposição de camadas (Z e XY)	59
Figura 2.37 – Efeitos da impressão da peça em duas orientações diferentes	60
Figura 2.38 – Tipos de esforços em peças obtidas com extrusão de polímeros reforçados com fibras	62
Figura 3.1 – Principais etapas relacionadas aos procedimentos experimentais desenvolvidos	64

Figura 3.2 – Configuração da impressora Triclops no software Cura®: Código G inicial e código G final.....	67
Figura 3.3 – Foto da impressora Triclops e da estufa FilaDryer S1®	68
Figura 3.4 – Geometria e especificações do CP tipo IV de acordo com a norma ASTM D638 (2022).....	69
Figura 3.5 – Relação de conjuntos experimentais com respectivas orientações de deposição e construção: setas na cor laranja representa o caminho da deposição no plano XY na vista superior da peça.....	70
Figura 3.6 – Configuração do software DynaView®: aba configurações.....	71
Figura 3.7 – Configuração do software DynaView®: aba acionamento 1	72
Figura 3.8 – Configuração do software DynaView®: aba acionamento 2	73
Figura 3.9 – Configuração do software DynaView®: aba relatório 1 e relatório 2	74
Figura 3.10 – Configuração do software DynaView®: aba ensaio	75
Figura 3.11 – Máquina Universal de Ensaios (MUE): garras de fixação do CP	76
Figura 3.12 – Metodologia de projeto da pesquisa baseada no <i>Double Diamond</i>	78
Figura 3.13 – Croquis do processo de projeto: estudo das formas e funções de modelos existentes	80
Figura 3.14 – Estudo da anatomia do pé humano e suas possibilidades de formas e curvas: análise dos pontos referentes aos ligamentos, dos tendões e as movimentações que contribuíram para o desenvolvimento da forma do pé protético, desde o esboço até a determinação da espessura e deposição do filamento.....	81
Figura 3.15 – Dimensões do projeto do pé protético em mm e tabela de valores referentes ao crescimento dos pés em relação a idade baseado na tabela fornecida pela empresa Conforpés®	82
Figura 3.16 – Análise de tipos de carregamentos referente ao projeto proposto do pé protético infantil.....	83
Figura 3.17 – Modelagem não destrutiva: o modelo em vermelho (lado esquerdo) não é excluído quando na interface do Grasshopper® (lado direito da imagem) é gerado um modelo sólido (apresentado na cor cinza)	84
Figura 3.18 – Toda a estrutura paramétrica do modelo de projeto da prótese proposto feito no Grasshopper®, contendo 12 conjuntos associados em um único componente associado a geometria.	85

Figura 3.19 – Conexão da interface do software RhinoCeros® (imagem à esquerda) junto a interface do plug in Grasshopper® (imagem à direita), apresentando a associação dos operadores lógicos com a geometria do modelo de projeto da prótese.....	85
Figura 3.20 – Conexão dos operadores lógicos: <i>surface</i> , <i>extrude</i> , <i>unit vector</i> e <i>number slider</i> interconectados e associados a uma superfície da geometria	86
Figura 3.21 – Mapeamento de cor para cada conjunto de operadores lógicos que estão associados em superfícies do modelo 3D	87
Figura 3.22 – Processo de alteração dos parâmetros e instância de argumentos.....	87
Figura 3.23 – Processo de geração de alternativas projetuais através de alteração de parâmetros	88
Figura 3.24 – Campo de escaneamento composto por elementos bases (estruturas em torre impressas em 3D) mapeados com marcadores adesivos reflexivos de 6 mm (chamados de pontos âncoras).....	89
Figura 3.25 – Processo de escaneamento do objeto escolhido, realizado em três etapas: primeira etapa foi a colagem dos marcadores reflexivos, tanto no cenário quanto no objeto escaneado, a segunda etapa foi o escaneamento global do espaço e a terceira etapa consistiu na captura anterior e posterior da perna	90
Figura 3.26 – Interface do software Creality Scan® e suas configurações do processo de escaneamento apresentado no modo: <i>Blue Laser Mode</i> e <i>Infrared Mode</i> . Na aba de configurações é possível determinar a resolução em mm e determinação de uso do mapa de cores.....	91
Figura 3.27 – Interface do software durante o processo de escaneamento: o objetivo foi escanear até o objeto esteja representado na tela na cor verde.....	92
Figura 3.28 – Seleção e exclusão das áreas escaneadas que eram irrelevantes para a pesquisa	92
Figura 3.29 – Processo de junção do resultado dos dois processos de escaneamento, através da identificação de pontos em comum	93
Figura 3.30 – Interface com o resultado do escaneamento do objeto com o mapa de cores, evidenciando todos os detalhes das tonalidades, bem como as manchas presentes na superfície e os marcadores globais.....	93
Figura 3.31 – Processo de tratamento da malha e reparo pelo software MeshMixer® da Autodesk®	94

Figura 3.32 – Possibilidades de delimitação da área que será trabalhada futuramente através de cortes em planos referentes ao objeto escaneado	94
Figura 4.1 – Mapa mental dos resultados e discussões organizados nas três principais etapas	95
Figura 4.2 – Processo convencional de fabricação de próteses inferiores. (a) molde em gesso do paciente fixado na haste; (b) inserção do PVA para vedação do molde de gesso; (c) aplicação de meia no molde; (d) inserção de manta de carbono e de vidro que também foi aplicado em cima do molde; (e) máquina de vácuo para assegurar a aderência da resina aplicada no final; (f) molde do coto com a manta de carbono aparente, (g) processo de acabamento do encaixe (modelo com a finalização da resina com coloração); (h) modelo de prótese finalizada.....	97
Figura 4.3 – Molde em gesso de um coto infantil à esquerda e a prótese fabricada pelo molde	98
Figura 4.4 – Processo de fabricação de próteses da Ossur®: (a) <i>Liner</i> : base para o molde direto; (b) reforço estrutural em malha de fibra de carbono; (c) resina e tubos para a conexão da bomba; (d) bomba de vácuo portátil.....	100
Figura 4.5 – Fluxograma da análise do processo de fabricação convencional de próteses ...	101
Figura 4.6 – Exemplos de próteses utilizadas durante o crescimento de uma criança	106
Figura 4.7 – Limite de resistência à tração em relação aos ângulos da deposição do material (0° , 45° e 90°) e posição dos corpos de prova sobre a plataforma de deposição (plana, lateral e vertical) obtidos nos ensaios de tração, utilizando corpos de prova de compósitos de matriz PLA e reforço de fibras de carbono. Temperatura de deposição de $200\text{ }^\circ\text{C}$, temperatura da mesa de $60\text{ }^\circ\text{C}$ (primeira camada) e $50\text{ }^\circ\text{C}$ (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s	109
Figura 4.8 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.1 (orientação de deposição 90° e orientação de construção plana), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de $200\text{ }^\circ\text{C}$, temperatura da mesa de $60\text{ }^\circ\text{C}$ (primeira camada) e $50\text{ }^\circ\text{C}$ (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	113
Figura 4.9 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.2 (orientação de deposição a 90° e orientação de construção lateral), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de $200\text{ }^\circ\text{C}$, temperatura da mesa de $60\text{ }^\circ\text{C}$ (primeira camada) e $50\text{ }^\circ\text{C}$ (demais camadas), bocal de 0,4 mm,	

camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	114
Figura 4.10 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.3 (orientação de deposição a 90º e orientação de construção vertical), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	115
Figura 4.11 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.4 (orientação de deposição a 45º e orientação de construção plana), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	117
Figura 4.12 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.5 (orientação de deposição a 45º e orientação de construção lateral), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	118
Figura 4.13 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.6 (orientação de deposição a 45º e orientação de construção vertical), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	119
Figura 4.14 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.7 (orientação de deposição a 0º e orientação de construção plana), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	121

Figura 4.15 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.8 (orientação de deposição a 0º e orientação de construção lateral), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	122
Figura 4.16 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.9 (orientação de deposição a 0º e orientação de construção vertical), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.....	123
Figura 4.17 – Diferentes superfícies de fratura referentes aos corpos de provas analisados	128
Figura 4.18 – Projeto piloto proposto pela pesquisa: prótese transtibial infantil modular/adaptativa	132
Figura 4.19 – Vista do projeto da prótese transtibial e seus componentes	134
Figura 4.20 – Proposta de palmilha adaptativa 01: encaixes nos extremos da prótese gerando proteção contra impactos	134
Figura 4.21 – Proposta de palmilha adaptativa 02: encaixe apenas em uma das extremidades proporcionando um Design visual leve	135
Figura 4.22 – Prototipagem dos modelos da palmilha adaptativa	136
Figura 4.23 – Proposta do redesenho processo de fabricação convencional resiliente às novas tecnologias	137
Figura 4.24 – Processo cíclico de projeto aplicando a abordagem DfAM	138
Figura 4.25 – Análise <i>CAM</i> : orientações de impressão do modelo de prótese	141
Figura 4.26 – Sistema Produto Serviço: Use e Reuse SUS	144

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Relação de parâmetros fixos de deposição FFF para fabricação dos CPs.....	68
Tabela 3.2 – a) Área média da seção transversal de cada corpo de prova, b) micrômetro externo, da marca PANTEC®, com capacidade de 0 mm - 25 mm e resolução de 0,001 mm.....	76
Tabela 3.3 – Especificações técnicas e parâmetros de desempenho utilizados na versão Blue Laser do <i>scanner</i> CR-Scan Raptor da empresa Creality®	89
Tabela 4.1 – Comparativo entre o Processo Convencional e o Processo Össur®	102
Tabela 4.2 – Comparaçao entre empresa privada com o acesso público	104
Tabela 4.3 – Fabricação dos corpos de prova em relação ao tempo de impressão e a massa final do CP	108
Tabela 4.4 – Principais resultados (média e desvio padrão) encontrados nos ensaios de tração do compósito de matriz PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono, sob diferentes condições de manufatura aditiva.	109
Tabela 4.5 – Análise comparativa entre os nove conjuntos de corpos de prova	124
Tabela 4.6 – Análise de variância (ANOVA) para o limite de resistência a tração, considerando a variável “orientação da construção dos CPs”	126
Tabela 4.7 – Análise de variância (ANOVA) para o limite de resistência a tração, considerando a variável “ângulo da deposição do filamento”	126
Tabela 4.8 – Falha no teste de tração: códigos/modos típicos.....	127

LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

AACD	Associação de Assistência à Criança Deficiente
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ABS	<i>Poly(acrylonitrile-co-butadiene-co-styrene)</i>
AMF	<i>Additive Manufacturing File Format</i>
ANOVA	Análise de Variância
ASTM	<i>American Society for Testing & Materials</i>
BAAM	<i>Big Area Additive Manufacturing</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAE	<i>Computer Aided Engineering</i>
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CER	Centro Especializado em Reabilitação
CINTESP.Br	Centro Brasileiro de Referência em Inovação Tecnológica Assistiva
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CP	Corpo de prova
CRF	Compósitos reforçados com fibra
CTO	Centro Técnico Ortopédico
DfAM ou DFAM	<i>Design for Additive Manufacturing</i>
DFM	<i>Design for Manufacturing</i>
DFPC	<i>Discontinuous Fiber Polymer Composite</i>
ESR	<i>Energy Storage and Return (armazenamento e retorno de energia)</i>
FAPEMIG	Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais
FBN	<i>Fuzzy Bayesian Network</i>
FDM®	<i>Fused Deposition Modelling</i>
FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica
FFF	<i>Fused Filament Fabrication</i>
FINEP	Financiadora de Estudos e Projetos
HIPS	<i>High Impact Polystyrene</i>
HSHT	<i>High Strength High Temperature</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LCD	<i>Life Cycle Design</i>

LEPU	Laboratório de Ensino e Pesquisa em Usinagem
LTM	Laboratório de Tribologia e Materiais
MA	Manufatura aditiva
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
MEX	<i>Material Extrusion</i>
MPa	Mega Pascal
MS	Manufatura Subtrativa
OBJ	<i>Wavefront OBJ</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
PA	<i>Polyamide</i>
PC	<i>Bisphenol-A polycarbonate</i>
PDP	Processo de Desenvolvimento de Produto
PE	<i>Polyethene</i>
PEEK	<i>Polyetheretherketone</i>
PESU	<i>Polyethersulfone</i>
PETG	<i>Polyethylene Terephthalate Glycol</i>
PVA	<i>Polyvinyl Acetate</i>
PLA	<i>Poly(lactic acid)</i>
PMMA	<i>Poly(methyl methacrylate)</i>
PP	<i>Polypropene</i>
PPGEM	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
PSS	<i>Product Service Systems</i>
RCPD	Rede de Cuidados à Pessoa com Deficiência do Ministério da Saúde
SACH	<i>Solid Ankle Cushion Heel</i>
SBACV	Sociedade Brasileira de Angiologia e de Cirurgia Vascular
SNPDPD	Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência
SPS	Sistema Produto-Serviço
STL	<i>Standard Triangle Language</i>
SUS	Sistema único de Saúde
TA	Tecnologia Assistiva
TBL	<i>Triple Bottom Line</i>
TO	<i>Topology Optimization</i>
TPE	<i>Thermoplastic Elastomer</i>

TPU *Thermoplastic Polyurethane*
UFU Universidade Federal de Uberlândia

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	1
1.1.	Objetivo geral.....	5
1.1.1.	<i>Objetivos específicos</i>	5
1.2.	Justificativa	6
1.3.	Originalidade.....	7
2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	8
2.1.	Manufatura aditiva: Fabricação por Filamento Fundido	9
2.2.	Pesquisas e investigações sobre materiais compósitos: Matriz e reforço	13
2.2.1.	<i>Material compósito de matriz PLA reforçado com fibras de carbono descontínuas</i>	17
2.2.2.	<i>Anisotropia</i>	20
2.3.	Tecnologia Assistiva.....	24
2.3.1.	<i>Impacto das Próteses na sociedade Brasileira: Sistema Único de Saúde (SUS)</i>	24
2.3.2.	<i>Tecnologia Assistiva e Manufatura Aditiva.....</i>	27
2.3.3.	<i>Materiais na fabricação de TA.....</i>	30
2.3.4.	<i>Prótese.....</i>	31
2.3.5.	<i>Níveis de amputação próteses inferiores</i>	32
2.3.6.	<i>Prótese Transtibial</i>	33
2.4.	Biomecânica: antropometria e ciclo da marcha	34
2.4.1.	<i>Pesquisas, patentes e projeto de próteses na literatura</i>	38
2.4.2.	<i>Projetos sociais voltados a reabilitação física através de dispositivos fabricados por manufatura aditiva</i>	41
2.5.	Processo de projeto: metodologias e métodos frente às inovações tecnológicas de manufatura.	43
2.5.1.	<i>Design Thinking e métodos de processo de projeto</i>	45
2.5.2.	<i>Projeto Responsável Sustentável: ciclo de vida dos produtos</i>	48
2.6.	Sistema Produto-Serviço (SPS)	50
2.7.	DfAM - Design for Additive Manufacturing.....	51
2.7.1.	<i>Fibras e orientações: DFAM para MA de DFPC</i>	62
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	64
3.1.	Levantamento bibliográfico	65
3.2.	Pesquisa de campo	65
3.3.	Planejamento experimental	66
3.3.1.	<i>Obtenção e preparação dos corpos de prova.....</i>	66
3.3.2.	<i>Ensaio de tração.....</i>	70
3.4.	DfAM aplicado no processo de projeto do pé protético	77

3.4.1. <i>Metodologia de projeto</i>	77
3.5. Design Paramétrico: Proposta modular e adaptativa	83
3.6. Aplicação do scanner 3D	88
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	95
4.1. Estudo de campo: fabricação convencional de próteses	95
4.1.1. <i>Centro Técnico Ortopédico – Atendimento Privado.</i>	96
4.1.2. <i>AACD – Atendimento Público</i>	103
4.1.3. <i>Considerações Críticas</i>	103
4.1.4. <i>Problema detectado: crescimento x número de próteses</i>	105
4.2. Ensaios de tração do compósito de matriz polimérica com fibras descontínuas de carbono: desempenho mecânico e avaliação sob diferentes condições de MA	107
4.2.1. <i>Tensão deformação</i>	112
4.2.2. <i>Comparativo entre os conjuntos experimentais</i>	124
4.2.3. <i>Análise de variância</i>	125
4.2.4. <i>Análise das fraturas dos corpos de prova nos ensaios de tração dos compósitos</i>	
127	
4.3. Projeto preliminar da prótese transtibial infantil	132
4.4. Projeto iterativo: redesenho do processo convencional	136
4.4.1. <i>Aplicação dos Resultados de Ensaio de Tração no Contexto de DfAM no modelo da Prótese de Pé</i>	139
4.5. Proposta SUS: Ciclo Use E Reuse SUS.....	143
5. CONCLUSÕES	146
REFERÊNCIAS	151
ANEXO A - REGISTRO INDUSTRIAL	168
APENDICE A - IMAGENS AMPLIADAS DO PROJETO DOS CORPOS DE PROVA	

CAPÍTULO I

1. INTRODUÇÃO

Com o depósito da primeira patente em 1984 e comercialização do primeiro equipamento em 1987 objetivando imprimir objetos tridimensionais de polímeros com a premissa de revolucionar o processo de fabricação, surgiu a Impressão 3D (*3D printing*), termo mais popularmente conhecido. Inicialmente aplicada a criação de protótipos poliméricos, também recebeu a denominação de Prototipagem Rápida (*Rapid Prototyping*).

Com a evolução tecnológica e a capacidade de processar cada vez mais materiais em nível industrial de produção, alcançando produtos de elevado desempenho, foi nomeada pela ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2023 de Manufatura Aditiva (MA), em inglês *Additive Manufacturing (AM)*, caracterizada por processos que unem materiais para formar objetos a partir de modelos virtuais tridimensionais.

Para libertar-se das limitações dos processos tradicionais de manufatura e usufruir dos benefícios da deposição seletiva de materiais, foi necessário redefinir-se toda a cadeia de Projeto de Engenharia (*Engineering Design*) e de Projeto Voltado à Manufatura ou Projeto para Manufatura (*Design for Manufacturing – DFM*), os quais foram concebidos nos primórdios da engenharia moderna para atender os tradicionais processos de fabricação como, por exemplo, a usinagem (caracterizada também como Manufatura Subtrativa - MS), a fundição, a injeção, a conformação e a soldagem. Processos esses que impõem restrições geométricas de fabricação ao objeto.

Surgiu, por conseguinte, o Projeto Voltado à MA ou Projeto para MA (*Design for Additive Manufacturing - DFAM ou DfAM*) e a demanda por programas computacionais ou softwares de engenharia específicos para a cadeia de desenvolvimento e produção via MA. O *DfAM* permite projetar o produto computacionalmente, libertando-se das restrições de fabricação impostas pelos tradicionais processos subtrativos e formativos, que demandam da pré-forma da matéria prima para ser processada por ferramenta(s) ou molde(s), gerando consequentemente, mais resíduos por estarem baseadas na premissa da remoção de material para dar forma e função ao objeto em alguma etapa da fabricação. O *DfAM*, portanto, aborda o projeto por nova óptica e expande a fronteira resultando em objetos de geometrias, funções e materiais inéditos. Entretanto, a MA apresenta novas oportunidades e restrições projetuais que precisam ser consideradas durante o *DfAM*.

O DfAM e a MA libertaram o potencial para fabricação em etapa única, com resultados jamais alcançados isoladamente por outras técnicas de fabricação. São exemplos dessas conquistas: maior complexidade geométrica; projetos com menor número de componentes; diminuição de etapas de montagens e redução de elementos de fixação; deposição seletiva; multimaterial e multiescala; desenvolvimento e aplicação de novos materiais; redução da massa total do objeto sem comprometimento do desempenho; redução de resíduos; menor consumo energético; Otimização Topológica (*Topology Optimization – TO*); Projeto Generativo (*Generative Design – GD*); reposição de componente descontinuado; e objeto personalizado.

Diversas são as técnicas de MA disponíveis que mesmo com notórias vantagens ainda possuem desafios. Dentre as técnicas de MA destacam-se a extrusão, empregada direta ou indiretamente para processar materiais principalmente poliméricos, mas também cerâmicos, vidros, metais e ligas metálicas, alimentos e compósitos.

Os termoplásticos e os compósitos termoplásticos são os principais materiais empregados na MA por extrusão. Trata-se de uma das técnicas de deposição mais antigas, patenteada 1989, sendo a mais disseminada e acessível hoje, com aplicações que vão desde protótipos, brinquedos, maquetes, peças e pequenos conjuntos mecânicos, até estruturas completas de próteses, órteses, carros, casas, barcos e aeronaves não tripuladas.

Inicialmente batizada de *Fused Deposition Modelling (FDM)*[®], livremente traduzida como Modelamento por Deposição de Fundido, marca registrada pela empresa criadora Stratasys[®]. Com o término da proteção industrial do *FDM*[®] em 2009 diversas empresas começaram a contribuir com o ecossistema. Criou-se, consequentemente, o termo *Fused Filament Fabrication (FFF)*, traduzida como Fabricação por Filamento Fundido com o objetivo de definir genericamente a tecnologia de extrusão de polímeros e compósitos, posteriormente normatizado.

Desde 2010 o mercado vem sendo inundado por novos materiais poliméricos e compósitos nas mais diversas cores e propriedades, com destaque para os termoplásticos (PA (*Polyamide* - Poliamida (conhecido como Nylon[®])), PLA (*poly(lactic acid)* - Ácido Polilático), ABS (*poly(acrylonitrile-co-butadiene-co-styrene)* – Copoli (estireno-butadieno-acrilonitrila)), PETG (*Polyethylene Terephthalate Glycol*), PEEK (*polyetheretherketone* – Poli(éter-éter-cetona)), PVA (*poly(vinyl acetate)*)), PC (bisfenol-A polycarbonate – Policarbonato), HIPS (*High Impact Polystyrene* - Poliestireno de Alto Impacto), TPE (*Thermoplastic Elastomer* - Elastômero Termoplástico), TPU (*Thermoplastic Polyurethane* - Poliuretano Termoplástico), ULTEM[™] (PEI) (*Polyetherimide* – Polieterimida), PESU (*polyethersulfone* – Polietersulfona),

PEEK (*Polyether ketone ketone*), por exemplo, e seus compósitos misturados com micro e nanopartículas (metálicas, cerâmicas, carbono, grafeno, por exemplo) e fibras de reforço (orgânicas, vidros (*fiberglass* -GF), aramida ou Kevlar®, Nomex®, carbono (*carbon fiber* -CF), poliéster, silício, basalto, celulose, por exemplo). Exemplos dos materiais compósitos são PLA-CF, PA-CF, PETG-CF, PA-GF, ABS-Kevlar®, PC-CF, TPU-CF, PEEK-CF/GF.

As fibras de reforço apresentam-se basicamente como segmentadas (curtas ou descontínuas) ou contínuas (longas). Usualmente, a carga de reforço com fibras descontínuas é relativamente menor que a carga ou volume de reforço com fibras contínuas. O ganho de resistência com reforço de fibras descontínuas é significativo se comparado ao polímero puro. Como resultado há melhora da propriedade mecânica e redução da densidade relativa do objeto impresso. Esses resultados promovidos pelas fibras chamam atenção, não exclusivamente, dos setores aeroespacial, automotivo, esportivo e médico.

Essas tecnologias também estão condicionadas aos softwares de Projeto Assistido por Computador (*Computer Aided Design - CAD*), Engenharia Assistida por Computador (*Computer Aided Engineering - CAE*) e a Manufatura Assistida por Computador (*Computer Aided Manufacturing - CAM*) dedicados para esse fim, principalmente na etapa final de projeto, em que o modelo *CAD* do objeto é processado computacionalmente e discretizado em camadas ou volumes com suas respectivas informações para deposição de material. Essa sequência de comandos de fabricação é convertida em arquivo digital que pode ser interpretado pela impressora, no formato de Código G normatizado pela ISO-6983-1-2009.

Os softwares *CAM* no universo da MA tipicamente segmentam o modelo *CAD* em múltiplas seções transversais para que as condições de deposição sejam aplicadas camada a camada. Essa operação é conhecida em português como fatiamento 3D (3D *slicing*) e o programa computacional ou *plug-in* denominado de fatiador (*slicer software*). O fatiador permite ao projetista controlar os parâmetros de impressão (*slicing settings*) em função da tecnologia de deposição, estado e tipo da matéria prima. Os principais parâmetros de impressão são, porcentagem de preenchimento, padrão de preenchimento, orientação do preenchimento, orientação de construção, espessura da base, espessura do topo, espessura do perímetro e espessura da camada. É importante destacar que nem todas as tecnologias de MA possibilitam controlar esses parâmetros que afetam significativamente a qualidade da impressão e o desempenho do objeto impresso. Além disso, cada técnica possui suas particularidades e recursos exclusivos. O *FFF* é uma das mais versáteis em termos de parâmetros de controle e complexidade geométrica do objeto impresso.

Para projetar o objeto, faz-se necessário conhecer as propriedades do material, que só podem ser definidas em função da técnica e dos parâmetros de deposição. Essa é uma realidade típica da cadeia produtiva da MA que impõe barreiras e desafia o *DfAM*.

A extrusão de compósitos reforçados com fibras descontínuas pode ser realizada em impressoras FFF sem a demanda de reconfiguração significativa do equipamento, atentando-se principalmente para as necessidades de bocais resistentes à abrasão a quente e extrusores, e seus subsistemas, compatíveis com as propriedades mecânicas e temperaturas de fusão do termoplástico (T_m – *temperatura de fusão cristalina*). O processo pode ser realizado em impressoras FFF de bancada (*desktop*) até sistemas industriais de grande porte. Quando se faz uso de polímeros com elevada contração dimensional e maiores T_m , a câmara da impressora deve ser fechada, aquecida e com temperatura controlada.

Existem várias empresas no mundo voltadas a próteses de alto desempenho padronizadas, que empregam compósitos de fibra de carbono, porém de custo elevado, principalmente as importadas. A grande maioria das próteses compósitas são fabricadas aplicando-se manualmente a fibra sobre um modelo ou molde com várias etapas de fabricação, que demandam ferramental exclusivo e longo ciclo de produção que encarece a personalização.

Por outro lado, há demanda de próteses e equipamentos de uso diário de desempenhos aprimorados mais acessíveis economicamente, objetivando melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência, com doenças raras e com mobilidade reduzida, principalmente para a população de baixa renda. Esses dispositivos médicos contribuem positivamente na autoestima do usuário e no processo de recuperação e integração à sociedade. Além disso, promovem independência nas ações diárias de múltiplas atividades, por exemplo, na prática de esportes, alimentação e higiene pessoal.

Com foco no público infantil, as próteses disponibilizadas pelo SUS (Sistema Único de Saúde) são simples, fabricadas por processos convencionais e exigem substituição anual devido ao crescimento da criança. Além de não atenderem plenamente às necessidades específicas de uma criança, como funcionalidade, conforto e personalização, essas próteses geram alto desperdício de material durante a produção e contribuem para o descarte excessivo ao final de sua vida. Isso resulta não apenas em frequentes substituições, mas também em impactos econômicos e ambientais negativos significativos.

Visto a padronização e limitações das próteses tradicionais e as particularidades de cada paciente, percebe-se a necessidade de produtos personalizados que podem ser parametrizados e modulares visando melhor aproveitamento dos componentes e redução do custo e tempo de

fabricação. Esses produtos de alto desempenho não pode ser fabricados por processos convencionais, porém tornam-se viáveis via MA.

Diante deste cenário apresentado nota-se a necessidade de fomentar tecnologias aditivas para setores do lazer, da saúde e para oferecer melhor qualidade de vida para pessoas com deficiência, com doenças raras e com mobilidade reduzida. Assim, surgiu a motivação para o desenvolvimento de um projeto de pesquisa voltado MA de compósitos poliméricos reforçados com fibras descontínuas, visando a aplicação de um design parametrizado para o projeto de engenharia de uma prótese transtibial modular, utilizando a abordagem de *DfAM*, em busca de uma alternativa viável para o desenvolvimento de próteses adaptáveis, com redução de custos, leves e resistentes, capazes de acompanhar o crescimento do paciente.

Considerando esse contexto, esta pesquisa parte da hipótese de que o desenvolvimento de uma proposta de pé protético modular, de baixo custo, parametrizado e reutilizável pode oferecer uma solução viável para atender as necessidades do período de crescimento infantil.

As áreas principais que irão guiar a estruturação desta pesquisa são a Engenharia Mecânica, Design¹ e Medicina. A interdisciplinaridade possibilita associar pontos específicos e imprescindíveis para caminhar rumo à evolução e à inovação. Partindo destas áreas, a pesquisa aplicará projeto mecânico, tecnologia assistiva (TA) e engenharia de manufatura.

1.1. Objetivo geral

Aplicação da abordagem *DfAM*, integrando metodologias e estratégias projetuais com os resultados obtidos sobre as propriedades mecânicas do *DFPC*, para o desenvolvimento de um modelo de pé protético infantil, modular, de elevado desempenho e menor custo. A proposta também visa estruturar um projeto aplicando a metodologia Sistema Produto-Serviço (SPS) para incorporar a MA no sistema SUS e propor uma rede de uso e reuso.

1.1.1. Objetivos específicos

- Levantamento de dados do processo de fabricação de próteses transtibiais: artesanais versus industriais;
- Levantamento de dados do sistema SUS: fabricação e aquisições de próteses;

¹ O termo “Design” refere-se ao curso de Design também conhecido como Desenho Industrial. Na língua inglesa *Design* ou *Engineering Design* são traduzidos como Projeto ou Projeto de Engenharia, respectivamente. Nesta tese, portanto, Design referir-se-á a Desenho industrial e a palavra Projeto no contexto de Projeto de Engenharia ou Projeto Mecânico de Engenharia.

- Estudo de campo: detecção do problema a ser resolvido;
- Levantamento de dados sobre materiais compósitos com fibras descontínuas: propriedades e aplicações;
- Ensaio de tração: avaliação da orientação da deposição e a orientação de construção dos corpos de prova impressos por MA com compósito polimérico de *DFPC*;
- Estudo sobre *DfAM* e aplicação dessa abordagem no processo de projeto paramétrico de um novo modelo de pé protético: diminuição do tempo de fabricação, modularidade e diminuição de resíduos;
- Uso do *Scanner* para simular o processo de escaneamento 3D de um objeto;
- Projeto de prótese inovador: extensão do ciclo de uso/vida do produto;
- Proposta de intervenção no processo convencional de fabricação de prótese junto as tecnologias abordadas;
- Desenvolvimento de uma metodologia projetual: sistema iterativo interdisciplinar aplicado no *DfAM*; e
- Rede Use e Reuse SUS: solução tecnológica para atender o Sistema Único de Saúde.

1.2. Justificativa

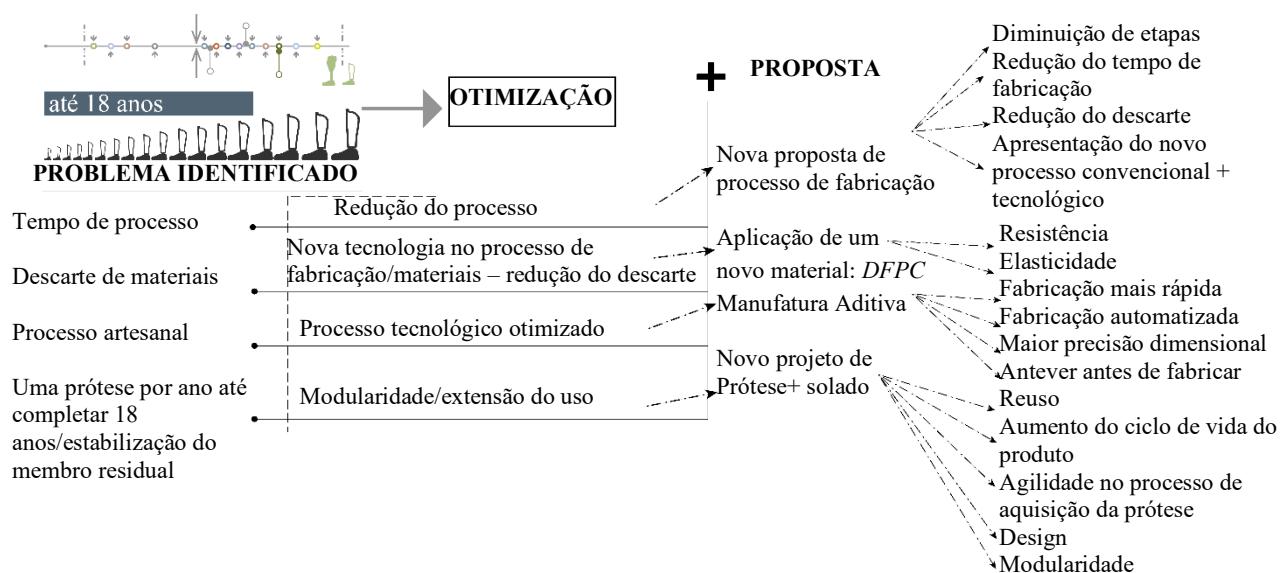
O presente trabalho se justifica pelo avanço na aplicação da abordagem *DfAM* no processo de projeto de uma prótese transtibial infantil que visa propor novo modelo com custo reduzido, que forneça um melhor desempenho mecânico com aplicação de materiais avançados como o *DFPC*. Além disso, a pesquisa propõe-se a contribuir com a estruturação de uma rede de incorporação da MA ao Sistema Único de Saúde (SUS), fundamentada nos princípios da sustentabilidade, segundo o modelo *Triple Bottom Line (TBL)*, que contempla as dimensões social, ambiental e econômica. No aspecto social, destaca-se a promoção do acesso a dispositivos mais eficientes e personalizados; no ambiental, a otimização de processos e o uso racional de materiais e insumos, com redução de resíduos; e, no econômico, a diminuição de custos e tempo de fabricação. Como desdobramentos esperados, vislumbra-se o fortalecimento da inovação tecnológica no âmbito do SUS, a geração de desenhos industriais, a produção de conhecimento técnico e científico por meio de publicações em eventos de relevância e a formação de recursos humanos qualificados.

1.3. Originalidade

A originalidade da pesquisa reside na integração de processos clínicos tradicionais (de caráter empíricos e práticos) com a manufatura avançada (*CAD-CAM*), projeto mecânico, design, materiais e processos de fabricação), culminando no desenvolvendo uma metodologia iterativa aplicada a dispositivo médico. Aplicação: pé protético.

A investigação enfoca a MA por extrusão de *DFPC*, aplicando-a à concepção de pé protético com design parametrizado e modular, orientado pela abordagem do *DfAM*. O ineditismo da pesquisa se expressa na associação entre forma (modularidade e parametrização), função (reposição de segmento corporal) e material (compósito polimérico com reforço de fibras descontínuas de carbono), além da análise do comportamento mecânico dos materiais em diferentes orientações de construção e ângulos de deposição, por meio de ensaios de tração. Tais análises subsidiam o processo de projeto, com vistas à proposição de um modelo potencialmente mais acessível e com desempenho estrutural promissor em condições estáticas, representando um avanço inicial para futuras otimizações em contextos dinâmicos de uso. A pesquisa contribuirá com originalidade para um novo modelo de negócio de próteses, que possibilitará aos pacientes qualidade de vida no período de crescimento com sistema modular (encaixes chaves) e extensão da vida do dispositivo médico com tecnologia nacional e inédita (Fig. 1.1).

Figura 1.1 – Visão sistêmica da pesquisa: da definição do problema à proposta de solução



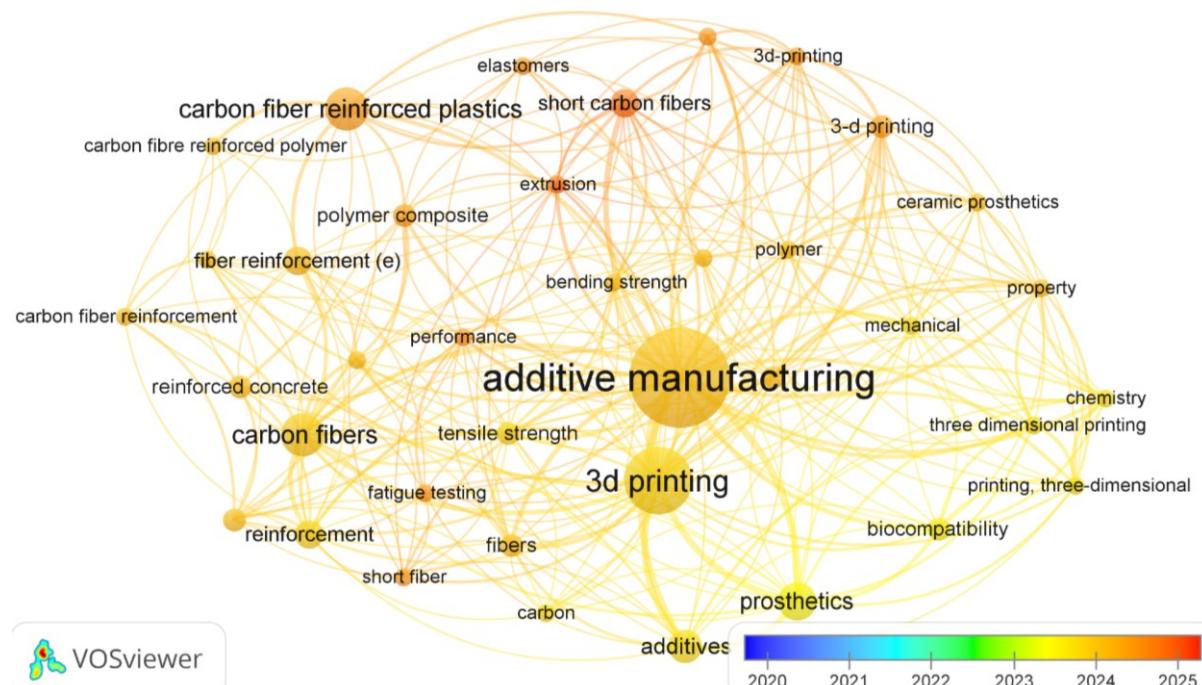
Fonte: Elaboração própria.

CAPÍTULO II

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo são abordados os principais fundamentos teóricos o qual contextualiza à pesquisa no que tange o estado da arte da MA de extrusão de materiais compósitos de matriz polimérica com reforço de fibras descontínuas (*Discontinuous Fiber Polymer Composite - DFPC*), caracterização de materiais e propriedades mecânicas; como também assuntos relacionados a aplicação desses materiais em tecnologia assistiva. Apresenta-se na Figura 2.1 uma rede bibliométrica via software VOSviewer® versão 1.6.18.0, o qual analisa uma compilação de artigos científicos², aplicando as principais palavras-chave da pesquisa (*additive AND manufacturing AND short AND fiber AND composites AND for AND prosthetics*) via base de dados da plataforma da Scopus.

Figura 2.1 – Rede bibliométrica referente as principais palavras-chave da pesquisa (*additive AND manufacturing AND short AND fiber AND composites AND for AND prosthetics*)



Fonte: Elaboração própria via software VOSviewer®.

² Total de 31 artigos usando o filtro através das palavras-chave da pesquisa.

A rede representa em índice anual desde 2020 em relação a detecção das palavras-chave e suas conexões, as quais foram citadas juntas em artigos científicos. É possível observar que as palavras-chave “*carbon fiber reinforced plastics*”, “*short carbon fibers*”, “*carbon fiber reinforced polymers*”, foco desta pesquisa, iniciou sua abordagem com maior frequência entre os anos 2024 e 2025. Em concordância com os autores Fongsamootr *et al.* (2022), a humanidade está vivenciando uma revolução tecnológica denominada como a Quarta Revolução industrial, no qual estão ocorrendo o aumento do desempenho tecnológico que impacta diretamente na qualidade de vida da sociedade como um todo. Essa revolução apresenta novas gerações de tecnologias, inteligência artificial, interações entre processos de forma automatizada e novos métodos de produção com ênfase na MA.

2.1. Manufatura aditiva: Fabricação por Filamento Fundido

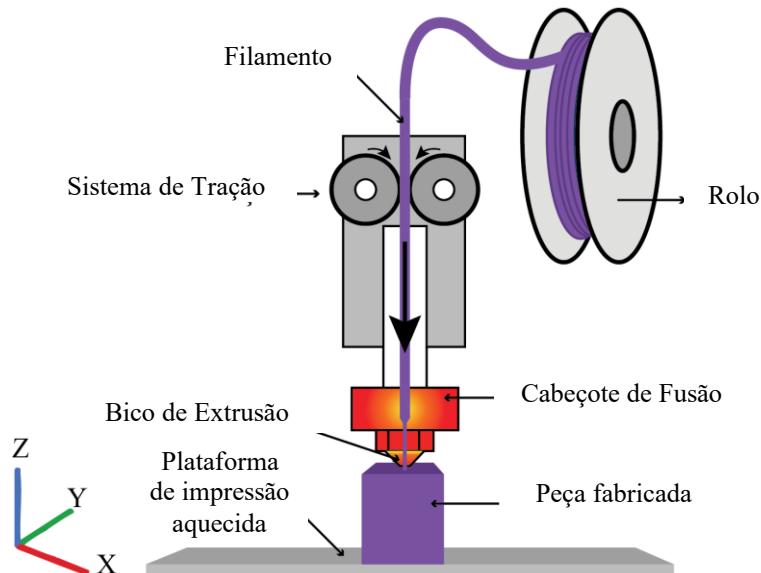
Conforme estabelecido na norma ISO/ASTM 52900:2015, a MA pode ser categorizada em sete grupos principais de processamento: jato de aglutinante, deposição por energia direcionada, extrusão de material (*Material Extrusion - MEX*), jato de material, fusão em leito de pó, laminação de folha e polimerização em cuba, essa variedade de tecnologias permitem a fabricação de componentes físicos vide modelos virtuais (ISO/ASTM 52900:2015).

Dentre todos esses processos, a *MEX* emerge como o método mais proeminente, conforme evidenciado por Brenken *et al.* (2018) e Diegel, Nordin e Motte (2019), método este reconhecido por seus custos e ferramentas acessíveis, proporcionando a fabricação de peças utilizando materiais termoplásticos e com geometrias complexas (Hu *et al.*, 2017; Dey; Yodo, 2019; Fongsamootr *et al.*, 2022). Amplamente empregado desde a fabricação de protótipos até a produção de peças finais, esse método é favorecido por sua relativa economia, além da minimização dos resíduos, como apontado pelos autores Dickson *et al.* (2017) e Fongsamootr *et al.* (2022). Além disso, a ausência da necessidade de ferramentas complexas, como matrizes, moldes ou dispositivos de fixação - que são comuns em processos convencionais que empregam técnicas formativas e requerem múltiplos ciclos de ajustes no processo de fabricação de modelos - constitui uma vantagem significativa. A *MEX* permite reduzir o tempo de produção, eliminando a dependência de sistemas de manufatura terceirizados, conforme destacado por Campbell *et al.* (2011), Zadpoor (2017), Debroy *et al.* (2018), Adumitroaie *et al.* (2019) e Stenvall *et al.* (2020).

A tecnologia *FDM*® (Fig. 2.2), a primeira tecnologia comercializada, conforme descrito por Volpato *et al.* (2017), é uma sigla registrada pela empresa Stratasys® e representa "Fused

Deposition Modelling" (modelagem por fusão e deposição). Esta tecnologia foi desenvolvida em 1988 e o depósito da patente ocorreu em 1989, sendo que, apenas em 1992 a patente foi oficialmente concedida. O primeiro equipamento comercializado foi disponível no início de 1991 (Gibson; Rosen; Stucker, 2015). Em 2009 findou-se a proteção da patente devido ao tempo de vigência ter expirado (Lipson; Kurman, 2013), além da simplicidade do sistema de construção como um todo (Volpato *et al.*, 2017). Assim, dado o registro do nome *FDM®* pela Stratasys® foi proposto a sigla *FFF*, a qual significa *Fused Filament Fabrication* (fabricação de filamento fundido). O *FFF* foi definido na norma ISO/ASTM 52910 ABR 2021 como o "processo de MA em que o material é depositado seletivamente por meio de um bico extrusor ou orifício".

Figura 2.2 – Representação do método de impressão via FFF

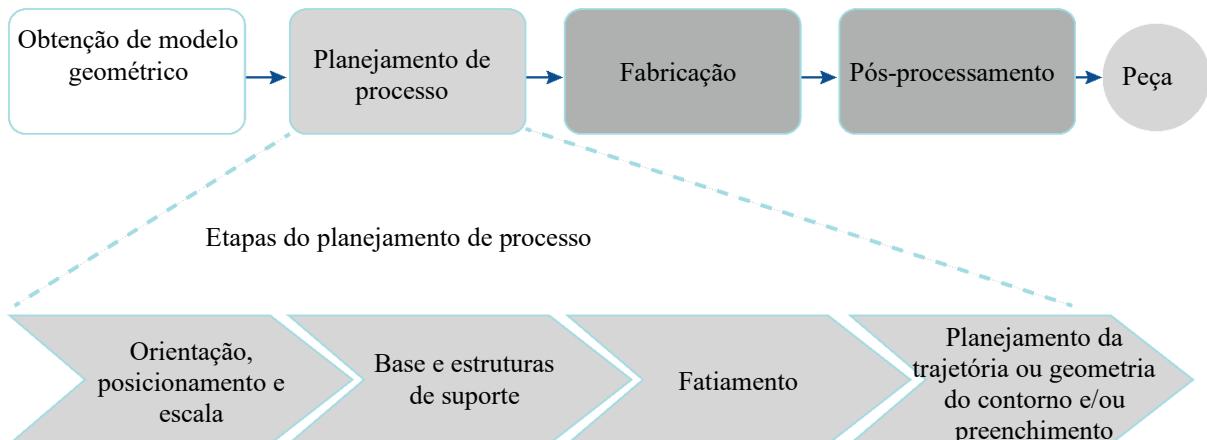


Fonte: Adaptado de Martins (2021).

O processo de *MEX* é realizado com o auxílio de um ou mais cabeçotes de impressão, cada um equipado com um bocal aquecido de diâmetro calibrado. Este bocal é alimentado por um filamento ou pellet (granulado) termoplástico, que é extrudado e depositado em sucessivas camadas até que a impressão do modelo completo seja alcançada (Seely, 2004; Santos *et al.*, 2017; Debroy *et al.*, 2018; Diegel; Nordin; Motte, 2019; Wiberg; Persson; Ölvander, 2019; Zhang *et al.*, 2019; Turney, 2021). Visando a obtenção da deposição em camadas, o extrusor geralmente é posicionado sobre um sistema com movimentos controlados nos eixos X-Y. Ele é então movido verticalmente sobre uma plataforma de construção, referida como mecanismo de elevação, que se desloca em relação ao eixo Z (Volpato *et al.*, 2017).

Conforme descrito por Volpato *et al.* (2017), a MA é subdividida em quatro etapas principais (Fig. 2.3), que incluem o modelamento (ou obtenção do modelo geométrico 3D), o pré-processamento (planejamento do processo), a fabricação no equipamento de MA (processamento) e o pós-processamento para a obtenção da peça final.

Figura 2.3 – Etapas do processo e do planejamento de processo da MA



Fonte: Adaptado de Volpato *et al.* (2017).

O modelamento, que compreende o projeto da peça/conjunto, consiste no desenho do objeto em três dimensões (*CAD*³) e/ou o escaneamento 3D de objetos (engenharia reversa). O uso de softwares *CAD* possibilita a alteração rápida do projeto para realizar ajustes necessários em um curto espaço de tempo, contribuindo para uma adaptação e otimização ágeis do processo (Telfer *et al.*, 2012; Liseli *et al.*, 2016; Li *et al.*, 2020).

No pré-processamento, é gerada a configuração do processo, na qual a geometria é preparada em um formato adequado para a MA, utilizando as extensões como *.STL*⁴ *.OBJ*⁵ e *.AMF*⁶ (a extensão torna o arquivo portável, conferindo um caráter de interoperabilidade muito relevante no universo de equipamentos e softwares da área) (Volpato *et al.*, 2017). Esta etapa engloba a determinação dos parâmetros de impressão definidos pelo projetista em um software de discretização (*CAM*⁷), o qual é configurado parâmetros de deposição, à inserção de material de suporte; dimensionamento do modelo e posicionamento da peça no volume de impressão, resultando em uma discretização do modelo virtual em camadas. Os softwares de impressão

³ Computer-Aided Design

⁴ Standard Triangle Language

⁵ Wavefront OBJ

⁶ Additive Manufacturing File Format

⁷ Computer-Aided Manufacturing

estão relacionados ao domínio da alteração de parâmetros em relação à quantidade de materiais, temperatura, definição de porcentagem de preenchimento, determinação da espessura das camadas depositadas, buscando assim uma distribuição equilibrada de massa, para a formação de estruturas rígidas (Lopez, 2014; Dey; Yodo, 2019; 3DLAB, 2019). Após a definição dos parâmetros de impressão, o software gera as trajetórias e ações do processo de fabricação, representados no Código G (Lopez, 2014; Melenka *et al.*, 2016; Kamble; Khoje; Lele, 2018; 3DLAB, 2019). O Código G é uma linguagem de programação normatizada e padrão entre a maioria dos *hardwares* das impressoras 3D (ISO-6983-1-2009), porém, em alguns softwares e impressoras privados esses comandos são alterados, a fim de restringir a comunicação software e impressora dentro do ecossistema do fabricante, gerando dependência tecnológica (DDDrop [s.d]).

O processamento propriamente dito (MA) refere-se ao processo de deposição seletiva do material, resultando na formação do objeto físico. Quando a MA é empregada na fabricação de um projeto, a funcionalidade do mesmo é derivada da combinação da geometria do objeto com as propriedades da peça (Gibson; Rosen; Stucker, 2015). Os parâmetros do processo são referentes aos parâmetros/decisões necessárias para realizar uma impressão 3D de forma funcional e eficiente (Martins, 2021). Os fatores que proporcionam essas características; ou seja a funcionalidade, incluem parâmetros de deposição relacionados: ao tipo de material; a taxa de alimentação do material; velocidade de impressão; como também qualidade e o princípio de união; estrutura da máquina visando o modo de fornecimento do material; velocidade de translação/varredura; temperaturas; parâmetros de processamento relacionado à altura da camada; padrão e porcentagem de preenchimento; espessura da camada; anisotropia (orientação da construção); e pós processamento (Freilich; Meiers, 2004; Gibson; Rosen; Stucker, 2015; ISO/ASTM 52921, 2021; Martins, 2021).

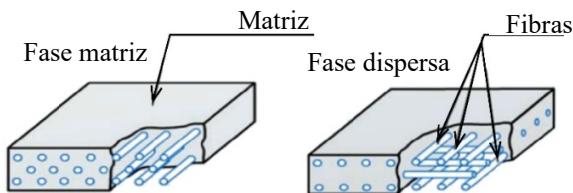
A determinação destes parâmetros exerce uma influência direta na resistência final da peça fabricada, onde cada tipologia de preenchimento fornece propriedades mecânicas diferentes à peça resultante (Gibson; Rosen; Stucker, 2015). Essas propriedades podem variar desde a impressão de peças mais econômicas, através da alteração da densidade do preenchimento (embora mais suscetíveis à fragilidade), até a produção de peças altamente resistentes, com preenchimento de 100 % (Martins, 2021). Ainda em concordância com Martins (2021), é crucial analisar os requisitos funcionais da peça e determinar as direções em que as forças atuarão, para só assim determinar o parâmetro de preenchimento.

Os processos de MA abrangem uma variedade de métodos, nos quais as composições dos materiais e suas propriedades podem ser diversificadas no componente fabricado. Desta forma, consegue-se a obtenção de um modelo impresso com gradiente funcional, o que capacita o projetista programar a distribuição das propriedades mecânicas almejadas, alternando a microestrutura ou a própria composição do material (ISO/ASTM 52921, 2021). O controle da programação mencionado é distinto e pode manifestar-se como uma variação de material de “ponto a ponto”, variação entre camadas ou até mesmo um controle discreto da variação de material dentro da própria camada (ISO/ASTM 52921, 2021). Ainda que existam vantagens para a *MEX* em MA, existem também as desvantagens, tais como a porosidade no produto e o acabamento com efeito escada entre as camadas (Klift *et al.*, 2016). Estes defeitos estão correlacionados com as condições de processamento, como enfatizado por Ning *et al.* (2016), que demonstram que os parâmetros de impressão interferem nas propriedades finais do objeto impresso, incluindo temperatura de extrusão, espessura do filamento extrudado e o tempo de deposição entre camadas adjacentes.

2.2. Pesquisas e investigações sobre materiais compósitos: Matriz e reforço

O termo material compósito é definido como uma combinação de classes de materiais em escala macroscópica, distintos entre si (tanto na composição ou em sua morfologia) (Glória *et al.*, 2011; Gibson; Rosen; Stucker, 2015; Dagostini, 2021). Os compósitos são definidos como substâncias constituídas por dois ou mais materiais combinados, insolúveis um no outro, conforme a norma ASTM D3878-16 (2007). O material compósito bifásico compreende em sua estrutura o material da matriz (fase matriz) com um ou mais elementos de carga-reforço (fase dispersa) (ISO/ASTM 52921, 2021) (Fig. 2.4). Seu propósito é alcançar uma combinação de propriedades não disponíveis em nenhum dos materiais isoladamente, integrando as melhores características de cada um. As propriedades mecânicas, físicas, químicas, tribológicas finais dos compósitos dependem das características individuais de cada fase e da proporção e orientação em que estão presentes no material. Dessa forma, é possível ajustar e otimizar as propriedades do compósito para atender às necessidades específicas de cada aplicação (Schuhler, 2019).

Figura 2.4 – Esquema de um compósito bifásico: fase matriz e fase dispersa



Fonte: Adaptado de Schuhler (2019).

Muitos compósitos são desenvolvidos para melhorar propriedades mecânicas, físicas, químicas (Glória *et al.*, 2011; Callister; Tethwisch, 2012; Gibson; Rosen; Stucker, 2015), com destaque para os compósitos de matrizes poliméricas reforçados com fibras. A matriz pode ser, neste caso, de termoplástico ou termofixo e fibras podem ser curtas/segmentada/descontínua ou contínuas/longas (Gibson; Rosen; Stucker, 2015).

A matriz apresenta propriedades mecânicas inferiores ao reforço e desempenha principalmente função de união e proteção das superfícies das fibras (Nicolais; Glória; Ambrosio, 2010; Arevo®, 2023), como também distribuir as forças internas no material e conferir maleabilidade à sua estrutura (Dagostini, 2021). O reforço tem a função de proporcionar resistência mecânica e rigidez ao compósito (Callister; Tethwisch, 2012; Dagostini, 2021). A função das fibras, tanto descontínuas quanto contínuas, consiste em suportar os esforços advindos da matriz. Entretanto, cada uma exerce influências distintas no desempenho mecânico do material (Matthews; Rawlings, 1994; Garcia, 2016).

A matriz requer a presença de fibras para promover resistência na orientação da mesma, propiciando absorção de energia e resistência ao material, sendo amplamente empregadas em projetos que demandam de tenacidade e resistência ao impacto (Gibson; Rosen; Stucker, 2010). Ou seja, essa composição de materiais e a interação da matriz polimérica e do material de reforço (fibras e partículas de rigidez relevante) é responsável pela determinação das propriedades do compósito (Nicolais; Glória; Ambrosio, 2010; Glória *et al.*, 2011).

A utilização de reforço de fibra, principalmente na MA, resulta no aumento de resistência mecânica e rigidez (resistência a deformação elástica), além de melhorar outras propriedades do material, indicando assim, uma alternativa em relação aos materiais “tradicionalis”, por exemplo o alumínio (Xiao *et al.*, 2019; Dey; Yodo, 2019; Stenvall *et al.*, 2020). O mercado já fornece equipamentos para a extrusão de materiais compósitos, incluindo fibras descontínuas e contínuas (Diegel; Nordin; Motte, 2019).

As fibras podem ser polímeros altamente cristalinos que sofreram um pós-processamento de estiramento, o qual lhes dá a razão de proporção 100:1, entre o comprimento e o diâmetro. É fundamental que apresentem uma elevada massa molecular (>100.000 g/mol) para suportar as tensões de pré-deformação durante o estiramento. Durante o processo de conformação, a ordenação das cadeias lineares simétricas, juntamente com os grupos polares que contribuem com forças intermoleculares entre estas cadeias, resulta em um expressivo aumento da resistência à tração e da cristalinidade (Callister; Rethwisch, 2021). Distribuição, proporção, orientação, propriedades físicas e a interação entre os elementos do reforço exercem influências significativas sobre as propriedades do compósito (Garcia, 2016). Tanto as fibras descontínuas quanto as fibras contínuas atuam na resistência aos esforços provenientes da matriz, porém, cada uma apresenta um desempenho distinto referente ao desempenho mecânico, influenciado por fatores relevantes como: comprimento da fibra, orientação, fração volumétrica e condições de interfaceamento com a matriz (Garcia, 2016).

Referente aos compósitos reforçados com fibras contínuas, as orientações das fibras podem ser unidirecionais ou bidirecionais. Quando as fibras contínuas são alinhadas em uma única direção, o material apresenta resistência máxima ao longo do eixo de alinhamento e resistência mínima na direção transversal. Assim, para maximizar o desempenho mecânico do compósito, o alinhamento das fibras deve ser orientado conforme a direção predominante das cargas aplicadas à peça (Desktopmetal®, 2022). Como exemplo de fibras aplicadas a MA, as mais utilizadas no processo de extrusão são as Fibras de carbono, Fibras de vidro, Fibra de vidro de alta resistência e alta temperatura (*High Strength High Temperature* - HSHT) e Kevlar® (Markforged®, 2022) (Fig. 2.5).

Figura 2.5 – Tipos de fibras (Fibra de carbono, Fibra de vidro, HSHT Fibra de vidro e Kevlar®)

				
Fibra de carbono	Fibra de vidro	HSHT Fibra de vidro	Kevlar®	
Propriedades	Alta relação resistência - massa, rígida	Resistente, custo-benefício	Resistente, alta deflexão térmica	Resistente, à prova de impacto
Tipo ideal de carga	Carga constante	Carga intermitente	Carga constante em altas temperaturas	Carga de impacto
Comportamento na falha	Rígida até a fratura	Flexiona até a fratura	Alta absorção de energia até a fratura	Flexiona até a deformação
Características e vantagens	Rigidez e resistência semelhantes ao metal, leve	Ponto de partida econômico, fibra de uso geral	Mantém a resistência em altas temperaturas	Alta deflexão e resistência ao impacto

Fonte: Adaptado de Markforged® (2022).

Geralmente, a incorporação de fibras descontínuas resulta em um aumento menor no reforço (sendo tecnologicamente mais fáceis de serem impressas por *FFF*) em comparação com as fibras contínuas, porém a utilização da fibra contínua representa um desafio maior pois depende de softwares e impressoras específicos (Maruo *et al.*, 2015; Coelho, 2018; Khare, 2020; Add Composites®, 2022; Menezes, 2022; Anisoprint® 2023; Arevo®, 2023; Markforged®, 2023; Menezes, 2023)

É importante destacar que, a MA de compósitos poliméricos com fibras descontínuas não requer alterações complexas no cabeçote de extrusão típico do *FFF* (Adumitroaie *et al.*, 2019), possibilitando a impressão em diferentes escalas, desde impressoras de bancada (*desktop*) até o *BAAM* (*Big Area Additive Manufacturing*) (Zhang; Rudolph; Woytowitz, 2019). Apesar da abrasividade do material, o controle de desgaste é relativamente simples com manutenção e troca programada de componentes. A adequação de uma impressora 3D de bancada, baseada na tecnologia *FFF*, para a deposição de *DFPC* requer a substituição do bico convencional por um modelo em metal duro. Essa modificação é necessária devido à baixa resistência ao desgaste dos bicos de latão comumente utilizados, os quais são rapidamente degradados pela abrasividade dos materiais compósitos (Rosa, 2023). Ademais softwares *CAM* como Cura®, PrusaSlicer®, Simplify3D®, já possuem perfis específicos para filamentos compósitos sem a necessidade de adaptações no código G (Gibson *et al.*, 2021; Ultimaker®, 2025).

Compósitos poliméricos reforçados com fibras são populares para uso industrial devido à sua excelente relação resistência/massa e leveza (Wong; Altassan; Rosen, 2023). Conforme ressaltado pela empresa Anisoprint® (2021), os materiais compósitos avançados desempenham um papel fundamental na melhoria da funcionalidade e do desempenho da MA, uma vez que as fibras estruturais e funcionais são integradas em um único processo de impressão. Segundo Adumitroaie *et al.* (2019), a MA de *DFPC* permitiu novos caminhos para fabricação de peças de alto desempenho mecânico com elevada resistência mecânica por densidade relativa.

A deposição de compósitos pode ser significativamente aprimorada com os avanços da MA robótica, permitindo a deposição de material em múltiplos eixos, sem a limitação ao plano XY. Essa flexibilidade viabiliza a fabricação de estruturas e geometrias consideravelmente mais complexas, ampliando as possibilidades de projeto e desempenho dos componentes (Wong; Altassan; Rosen, 2023).

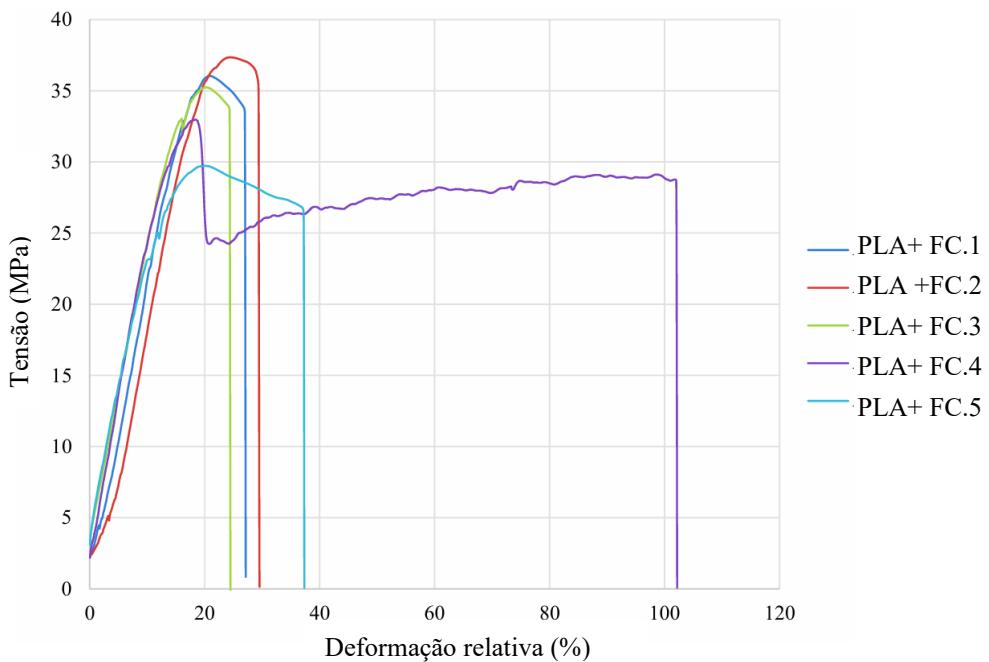
2.2.1. Material compósito de matriz PLA reforçado com fibras de carbono descontínuas

Dentre as fibras utilizadas como reforço, as fibras de carbono se destacam por possuírem elevada durabilidade e tenacidade, além de boa resistência ao desgaste (Shekhar *et al.*, 2009; Oleiwi; Hadi, 2021). As fibras de carbono possuem elevada resistência a tração e elevado módulo de elasticidade, o que as torna importantes como material de reforço para polímeros. Para que o reforço seja eficaz, é fundamental que haja uma boa interação entre as fibras e a matriz, especialmente no caso de fibras descontínuas. Além disso, as fibras de carbono apresentam condutividade elétrica e térmica, o que podem ser utilizadas não apenas como reforço, mas também como aditivos para melhorar a condutividade elétrica ou térmica (Chung, 2017).

De acordo com um dos fabricantes de material compósito, GTMax3D®, o material *DFPC* possui Limite de Resistência a Tração entre 45 MPa e 57 MPa e alongamento de 3 %. Como parâmetros de impressão, recomenda-se a temperatura de impressão entre 210 °C e 240 °C, a temperatura da mesa entre 0 °C e 60 °C e a velocidade de impressão entre 60 mm/s e 130 mm/s. A pesquisa realizada por Menezes (2022) analisou este mesmo filamento de polímero termoplástico PLA de 1,75 mm de diâmetro com fibras de carbono descontínuas do fabricante GTMax3D®. Os corpos de prova foram padronizados para o ensaio mecânico de resistência a tração com o comprimento de 150 mm. Os ensaios foram executados com taxa de deformação do corpo de prova em 10 mm/min e aplicação de pré-carga de 5 N. Os diagramas tensão por deformação relativa do comportamento mecânico à tração das amostras de cada filamento, estão apresentados na Figura 2.6, referente aos filamentos termoplásticos PLA com fibras descontínuas de carbono.

Segundo Menezes (2022), a resistência à tração média obtida para o monofilamento termoplástico de PLA com adição de fibras curtas (FC) de carbono (PLA+FC) foi de $34,27 \pm 2,99$ MPa (valor abaixo em relação aos dados fornecidos pela empresa fabricante do material). Para a determinação do módulo de elasticidade, considerou-se o intervalo de deformação relativa compreendido entre 5 % e 10 %, conforme critérios adotados para o ajuste linear.

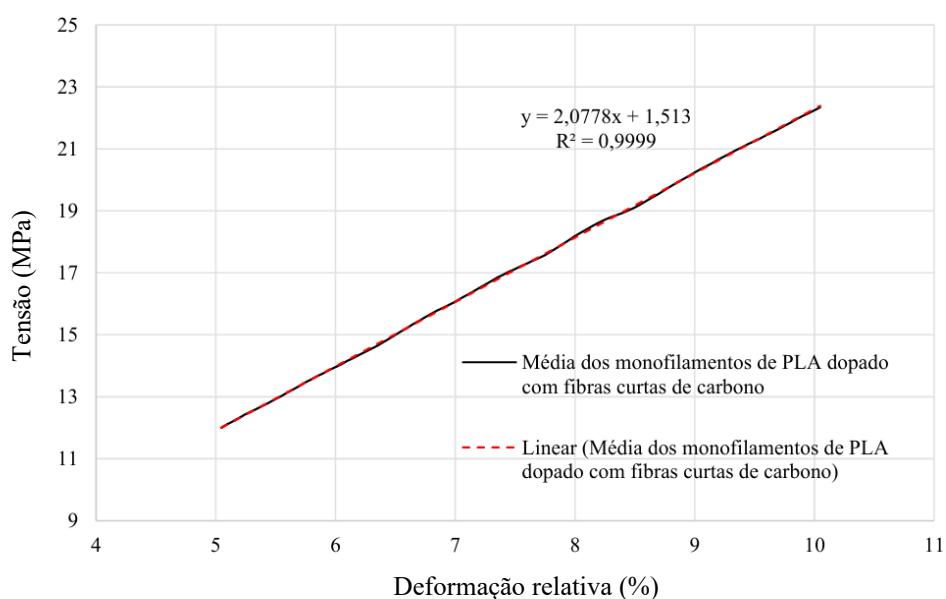
Figura 2.6 – Diagrama tensão por deformação relativa do comportamento mecânico à tração de cinco amostras de monofilamentos de termoplástico PLA com fibras curtas de carbono



Fonte: Menezes (2022).

A curva de comportamento mecânico médio obtida a partir das cinco amostras ensaiadas, evidenciando a resposta do material nesse intervalo específico de deformação. De acordo com a regressão o módulo de elasticidade resultou em $2,0778x \pm 0,0023$ MPa, que está indicado pelo coeficiente angular da equação linear do ajuste (Fig. 2.7).

Figura 2.7 – Ajuste linear da região elástica correspondente ao comportamento mecânico médio dos monofilamentos de termoplástico PLA com carga de fibras curtas de carbono



Fonte: Menezes (2022).

Regalla *et al.* (2020) investigaram o comportamento mecânico de compósitos de matriz polimérica reforçados com fibras de carbono descontínuas, fabricados por MA baseada em MEX. Os resultados revelaram que o reforço com fibras de carbono curtas promoveu um ganho significativo nas propriedades mecânicas, com resistência à tração média de aproximadamente 62 MPa, em comparação aos 36 MPa obtidos para a matriz polimérica sem reforço — um aumento de cerca de 72 %. A resistência máxima observada foi de 67 MPa, com módulo de elasticidade estimado em 2,5 GPa. Além disso, os autores verificaram que o aumento no número de camadas e a presença progressiva de fibras de carbono curtas contribuíram positivamente para o desempenho mecânico. No entanto, as falhas foram predominantemente iniciadas nas interfaces entre camadas, o que reforça a natureza anisotrópica do processo de fabricação e a relevância da adesão interfilamentar no comportamento estrutural desses compósitos.

Reddy *et al.* (2023), avaliaram três diferentes espessuras de camada (0,20 mm, 0,30 mm e 0,40 mm) na fabricação de corpos de prova de PLA reforçado com fibra de carbono, utilizando o processo de impressão 3D. Foi observado que o aumento da espessura da camada tende a proporcionar maior resistência mecânica devido ao acréscimo de massa por área. Contudo, os resultados obtidos indicam que os parâmetros mais eficazes para otimizar a resistência à tração compreendem uma densidade de preenchimento de 100 %, velocidade de impressão de 80 mm/s e espessura de camada de 0,3 mm. Apesar disso, verificou-se que a espessura de 0,2 mm apresentou melhor desempenho em termos de resistência à tração. Esse valor favorece uma deposição mais precisa do material, além de melhorar a fusão entre camadas adjacentes. Camadas mais finas aumentam a área de contato entre os filamentos depositados, promovendo uma adesão interfilamentar mais eficiente, o que resulta em uma melhora significativa nas propriedades mecânicas do material impresso (Reddy *et al.*, 2023).

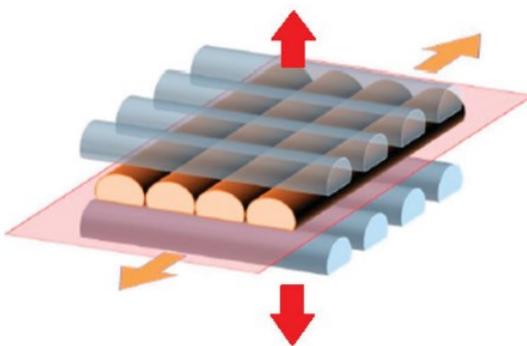
Khare (2020) e Oleiwi e Hadi (2018) investigaram materiais visando a aplicação em prótese composta por fibra de carbono descontínua, Poli(metacrilato de metila) (PMMA) e borracha de silicone, a qual foi submetida a ensaios mecânicos para avaliação da resistência à flexão e do módulo de flexão. Os resultados demonstraram que a incorporação de fibras de carbono contribuiu significativamente para o aumento da resistência à flexão da prótese, além de conferir maior resistência à fratura em comparação com próteses produzidas a partir de compósitos híbridos de fibra de carbono e fibra de vidro. Complementando esses achados, Shekhar *et al.* (2009) e Oleiwi e Hadi (2021) relataram que as fibras de carbono apresentaram desempenho superior em termos de resistência à tração, dureza e integridade estrutural, conforme evidenciado por ensaios de tração, testes de dureza e análises por microscopia

eletrônica de varredura (MEV) realizadas em próteses confeccionadas com esse tipo de compósito.

2.2.2. Anisotropia

É importante considerar a anisotropia quando peças forem fabricadas pela MA, onde a resistência à tração é muito maior quando a peça é ensaiada no sentido da deposição dos filamentos (orientação de deposição) (Calignano *et al.*, 2020). Na Figura 2.8 exemplifica-se a ação da tensão aplicadas entre camadas (planos) de um material anisotrópico, ou seja, material que tem propriedades mecânicas diferentes em direções diferentes (que reage de maneira distinta conforme a direção da carga), em uma peça impressa por *FFF*. As setas vermelhas apresentam uma força aplicada perpendicular ao plano das camadas, o que gera tensões podendo ocasionar delaminação entre as camadas. As setas laranjas indicam um possível deslizamento entre as camadas adjacentes, representando a ação da tensão de cisalhamento (também chamada tensão tangencial), que age paralela ao plano das camadas (Dominguez *et al.*, 2020).

Figura 2.8 – Tensão entre planos de material anisotrópico

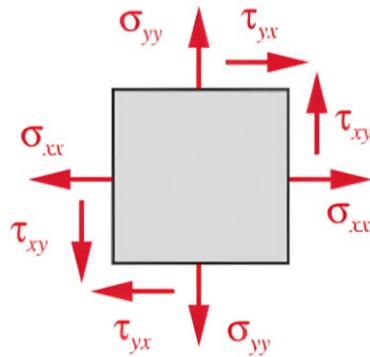


Fonte: Dominguez *et al.* (2020).

As setas que ilustram os direcionamentos das tensões normais e cisalhantes em um cubo tridimensional, tais tensões ocorrem em peças com demanda estrutural, como tração, compressão e cisalhamento (Martins, 2021). A tensão é definida como a razão entre a força solicitante e a área resistente (Dagostini, 2021). Existem dois tipos principais de tensões: as tensões normais, representadas por σ , e as tensões de cisalhamento (que atuam paralelamente às faces), representadas por τ . As tensões normais atuam perpendicularmente à superfície do elemento, podendo tracioná-lo ou comprimi-lo. Por outro lado, as tensões de cisalhamento agem paralelamente às superfícies do elemento, provocando sua distorção (Norton, 2013), onde

a deformação (ε) é o resultado de um material a determinada tensão (Fig. 2.9).

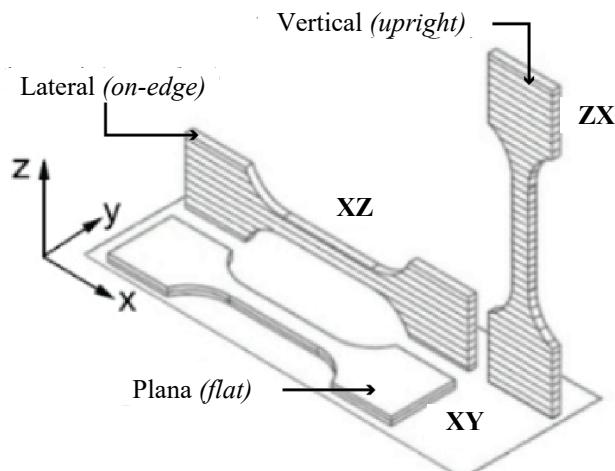
Figura 2.9 – Plano de tensão bidimensional



Fonte: Norton (2013).

O posicionamento da peça no leito de impressão (Fig. 2.10) é um fator determinante para a orientação que apresentará maior resistência mecânica, em função da direção de deposição do material. Dentre as opções de posicionamento das peças temos a posição vertical (*upright*), a lateral (*on-edge*) e a plana (*flat*) (Calignano *et al.*, 2020; Rosa, 2023).

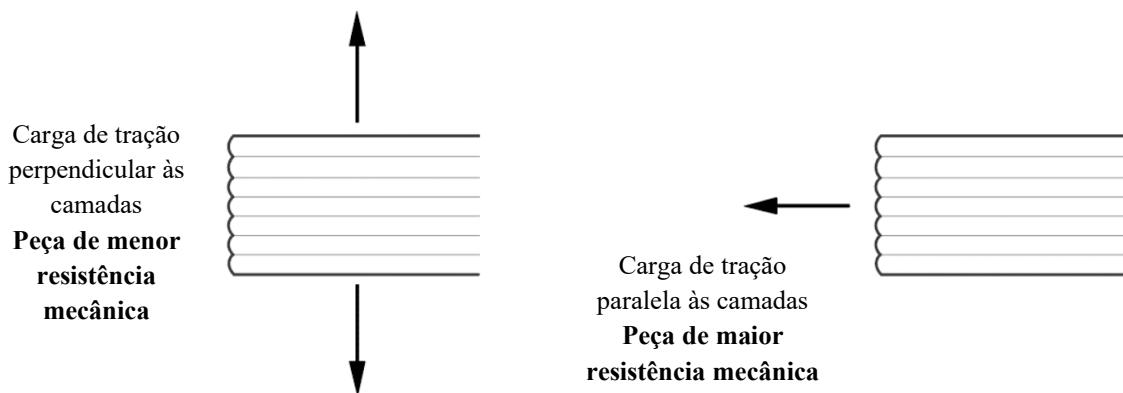
Figura 2.10 – Orientação da construção posição vertical (*upright*), a lateral (*on-edge*) e a plana (*flat*)



Fonte: Adaptado de Calignano *et al.* (2020).

A tendência ao rompimento da peça ocorre predominantemente entre as camadas, ao invés de ocorrer devido ao rompimento do filamento propriamente dito (Calignano *et al.*, 2020) (Fig. 2.11).

Figura 2.11 – Propriedades físicas diferentes quando medidas em direções diferentes



Fonte: Adaptado de Facfox (2019).

Considerando que o processo de extrusão ocorre por camadas, às propriedades dos materiais resultantes são predominantemente anisotrópicas. Isso se deve às limitações na ligação entre camadas, tornando os materiais mais resistentes no plano de construção (direções dos eixos X e Y) do que na direção do eixo Z (ISO/ASTM 52921, 2021).

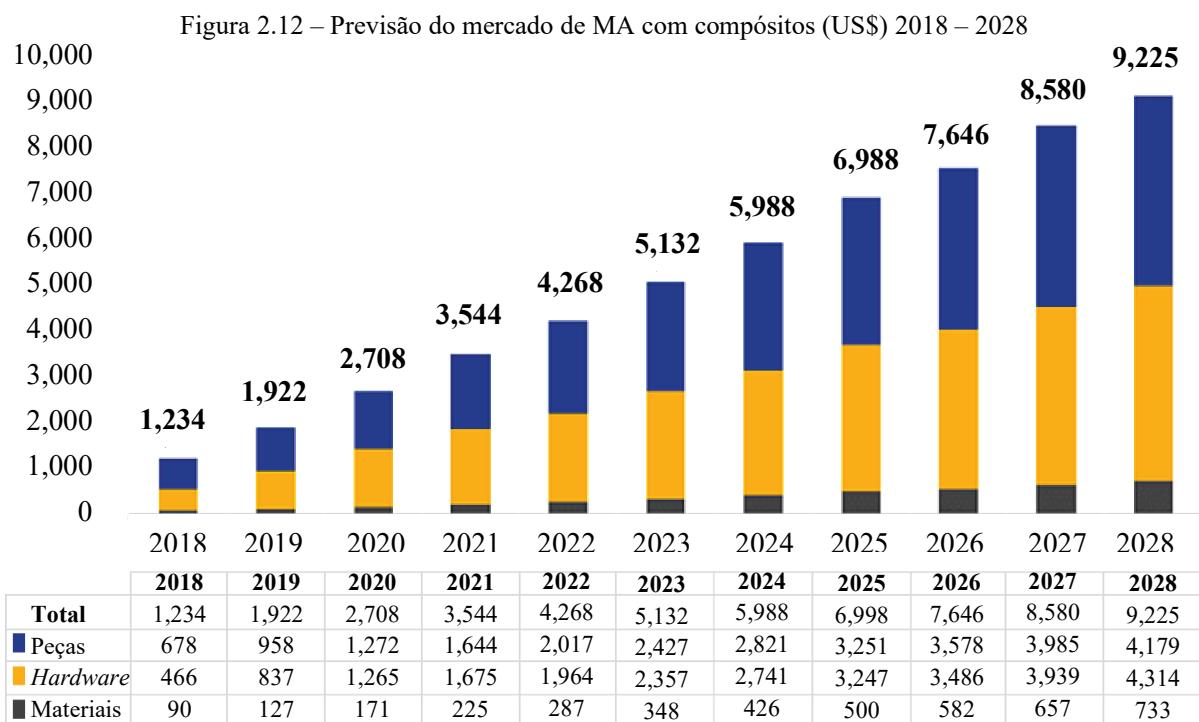
Existem vários softwares CAM de discretização para FFF gratuitos disponíveis (como os softwares Ultimaker Cura®, PrusaSlicer®, Slic3r®), os quais permitem aos projetistas aprimorarem o controle da trajetória, ângulo e da velocidade da impressão (Hao *et al.*, 2018). Esses avanços nos métodos de impressão *FFF* visam otimizar cada vez mais os materiais, em busca de uma maior resistência, possibilitando a fabricação de peças em escalas funcionais (Melenka *et al.*, 2016).

Ressalta-se a importância de o projetista estar a par das informações referidas a porcentagens dos componentes do material selecionado, principalmente em relação a frações de volume de fibra e sua densidade, para assim conseguir controlar as propriedades mecânicas dos compostos visando à aplicação no modelo final impresso (Kabir; Mathur; Seyam, 2020). Ainda em concordância com os autores, a variação da quantidade do reforço e a determinação de padrões de preenchimento implicam diretamente nas propriedades mecânicas do material compósito, como o módulo de elasticidade, a resistência à tração, compressão, cisalhamento, flexão e tenacidade.

Os *DFPC* têm despertado grande interesse na indústria, especialmente quando utilizados em conjunto com o processo de MA. Esses materiais combinados são particularmente destacados nos setores aeroespacial, automotivo, esportivo e médico. Na área médica, os *DFPC* são considerados uma alternativa promissora para reduzir a dependência de metais e ligas

metálicas, que apresentam maior densidade relativa e desempenho inferior em comparação com os compósitos de engenharia em certas aplicações. A MA de *DFPC* permitiu novos caminhos para fabricação de peças de alto desempenho mecânico com elevada resistência mecânica por densidade relativa (Adumitroaie *et al.*, 2019).

De acordo com Crozet (2018 *apud Additive Manufacturing Research*⁸), o mercado de MA de compósitos, que inclui ferramentas, protótipos e peças finais, ultrapassará US\$ 9 bilhões em 2028 de acordo com o relatório da *SmarTech* publicado em 2016 junto ao novo relatório *3D Printed Composites Materials Markets – 2018-2027*. O principal foco se trata dos materiais compósitos com fibras descontínuas, que vem gerando forte mercado em materiais, *hardwares* e MA. De acordo com a pesquisa, estima-se o valor de US\$ 4 bilhões sejam pelas receitas de vendas de *hardware* (Fig. 2.12).



Fonte: Adaptado de Crozet, 2018.

A MA de *DFPC* oferece vantagens em termos de custos de equipamentos, produção e minimização de resíduos após o processo de fabricação (Dickson *et al.*, 2017; Brenken *et al.*, 2018; Fongsamootr *et al.*, 2022; Menezes, 2023). Os materiais compósitos avançados desempenham um papel fundamental na melhoria da funcionalidade e do desempenho da MA,

⁸ <https://additivemanufacturingresearch.com/reports/>

uma vez que as fibras estruturais e funcionais são integradas em um único processo de impressão (Anisoprint®, 2021).

2.3. Tecnologia Assistiva

O termo TA é delineado pela Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPDPD) (Brasil, 2009) como uma área interdisciplinar (abrangendo o domínio e a interação de profissionais de várias áreas), integrada como inclusão social, a qual comprehende categorias de produtos, serviços, metodologias projetuais, recursos e estratégias. Ademais, a TA está relacionada aos avanços tecnológicos, abrangendo em sua estrutura, à pesquisa, fabricação, uso de equipamentos, recursos e estratégias para o desenvolvimento de dispositivos médicos que supra as necessidades do paciente (SNPDPD, 2009). A TA busca promover autonomia às pessoas com deficiência motora, além de proporcionar uma melhor qualidade de vida, e como exemplo de dispositivo assistivo, podem-se citar as próteses (Mori; Foggiatto; Hadas, 2017).

De acordo com a SNPDPD (2009) a TA abrange um conceito bem amplo, denominada elemento chave para a fomentação dos Direitos Humanos, buscando autonomia e independência às pessoas que possuem alguma deficiência. O desenvolvimento dos dispositivos médicos propulsiona a inclusão dessas pessoas na sociedade, abrangendo todas as ordens do desempenho humano (desde as atividades básicas de autocuidado até o desempenho de atividades profissionais) assegurando seus direitos humanos. Entretanto, os processos de produção destes dispositivos médicos ainda empregam processos de manufaturas tradicionais (técnica de moldagem de gesso com trabalho intensivo), acarretando diversos empecilhos de adaptação do dispositivo médico ao usuário (Bião *et al.*, 2021).

2.3.1. Impacto das Próteses na sociedade Brasileira: Sistema Único de Saúde (SUS)

A perda de um membro durante a vida, ocasionadas por acidentes ou tratamentos consecutivos que se desenvolvem na amputação de alguma parte do corpo, ou até mesmo ao nascer com estas complicações, acarretam sérias consequências na vida do paciente, visto que podem impossibilitar a realização de atividades diárias, afetar a autoestima e prejudicar diretamente a qualidade de vida do paciente (Li *et al.*, 2020).

Estima-se que, considerando toda a população mundial, há mais de 100 milhões de pessoas que possuem algum membro do corpo ausente, além de anualmente ocorrer mais de um milhão de amputações (Stenvall *et al.*, 2020). Ou seja, as próteses, geram um impacto

positivo na sociedade, já que auxiliam os pacientes nesses processos de recuperação, gerando um melhor desempenho, além de possibilitar o usuário a realizar múltiplas atividades cotidianas de forma independente (Li *et al.*, 2020; Stenvall *et al.*, 2020; Oleiwi; Hadi, 2021).

De acordo com a Sociedade Brasileira de Angiologia e de Cirurgia Vascular (SBACV, 2023), entre janeiro de 2012 e maio de 2023, foram realizadas mais de 282 mil cirurgias de amputação de membros inferiores SUS. A principal causa associada a esse número elevado de procedimentos é o controle inadequado do diabetes mellitus, condição que se configura como a principal responsável pela perda de membros inferiores no país.

Diante disso, existem leis específicas vigentes no Brasil, as quais garantem o direito dos pacientes portadores de deficiência a TA, mas a qualidade efetiva desses dispositivos varia bastante, sendo geralmente dispositivos de baixo custo (Brasil, 2023). Entretanto, os processos de aquisição de dispositivos médicos demandam tempo e paciência, além de depender do local que o paciente reside. A Política Nacional de Saúde da Pessoa Portadora de Deficiência Portaria n.º 116/93 aborda que: “inclui a concessão de próteses na tabela de procedimentos ambulatoriais do SUS e a Portaria n.º 146/93: “regulamenta a concessão de próteses, visando à reabilitação e a inserção social” (Brasil, 1993). Há alguns impedimentos que dificultam o acesso da população a esses equipamentos, como o desconhecimento/desinformação da sociedade em relação a esse auxílio médico, a falta de verbas aplicadas para essa área, falta de conhecimento de como essa rede pode inovar e promover uma melhor qualidade de vida dos pacientes (Bião *et al.*, 2021; Sampaio, 2024).

É importante ressaltar que grande parte da população não possui condições financeiras para adquirir dispositivos médicos, os quais englobam cadeiras de rodas, próteses, aparelhos auditivos e palmilhas ortopédicas (Bião *et al.*, 2021). Diante disso, a rede SUS, em busca de promover a inclusão social e proporcionar acessibilidade para todos, possui um programa que oferece de forma gratuita próteses sob medida para pacientes da rede pública de saúde (SUS, 2020).

O projeto do SUS consiste em 45 oficinas, que fazem parte da Rede de Cuidados à Pessoa com Deficiência do Ministério da Saúde (RCPD) (Fig. 2.13), sendo oito itinerantes que viajam pelo Brasil (com o intuito de chegar a regiões mais afastadas e que não possuem serviços nessa categoria médica), o qual os médicos obtêm as dimensões antropométricas do paciente, realiza vários testes de adequação até atingir o modelo protético adequado para cada caso (SUS, 2020). Para que seja possível o atendimento em uma dessas oficinas, o paciente é encaminhado

para o Centro Especializado em Reabilitação (CER), o qual fornece avaliações para a geração de diagnósticos, tratamento, adaptação e manutenção das tecnologias assistivas (SUS, 2020).

Figura 2.13 – Oficinas Ortopédicas SUS: locais de atuação e modelos médicos fornecidos



Fonte: SUS (2020).

De acordo com os dados apresentados pelo Ministério da Saúde, foram investidos R\$ 154,9 milhões de reais apenas no primeiro semestre do ano de 2020 na fabricação de 3 298 667 dispositivos médicos (próteses, órteses e auxiliadores de locomoção) (SUS, 2020). Além desta iniciativa, existem diversas outras com a finalidade de produzir próteses, porém possuem algumas limitações, assim como o projeto do SUS (Bião *et al.*, 2021). Ainda em concordância com o autor essas limitações são devido ao alto investimento em equipamentos e materiais para a produção, além de que todo o processo para a conquista de um equipamento de reabilitação, como uma prótese, pode demorar meses. Além disso, pode ocorrer a não compatibilidade e outras dificuldades.

Essas dificuldades são decorrentes das próteses serem fabricadas de modo convencional com moldes pré-fabricados, constituído de medidas padrões (P, M e G) ocasionando, assim, incompatibilidades ao corpo do paciente e gerando diversos problemas de uso, como a má adaptação ao coto (membro residual); falta de conforto, pois próteses mal ajustadas causam dor, incômodo e até lesões por pressão (como escoriações ou úlceras); mobilidade limitada, pois o desalinhamento entre a prótese e a anatomia do paciente compromete a amplitude de movimento e a eficácia da marcha (no caso de membros inferiores); o que gera impactos

psicossociais como a baixa aceitação da prótese e redução na independência funcional pois acaba não promovendo a autonomia esperada (Bião *et al.*, 2021; Sampaio, 2024).

2.3.2. Tecnologia Assistiva e Manufatura Aditiva

Uma área de grande relevância que vem sendo bastante estudada e constatando grandes vantagens em sua utilização é a MA aplicada na área médica (Mori; Foggiatto; Hadas, 2017), com destaque para a produção de próteses, órteses e dispositivos ortopédicos. Visando a fabricação de dispositivos médicos tem-se empregado a MA em razão desta proporcionar benefícios, como a personalização do dispositivo para cada usuário, maior precisão no desenvolvimento dos dispositivos, fabricação rápida, a utilização de multimateriais (Kunkel *et al.*, 2019) em relação aos outros processos de fabricação convencionais (Hsu *et al.*, 2010; Stenvall *et al.*, 2020). A MA possui um potencial significativo na área de medicina, com aplicações em medicina regenerativa, na fabricação de instrumentos médicos e em dispositivos de reabilitação, como a fabricação de próteses e órteses (Telfer *et al.*, 2012; Rankin *et al.*, 2014; Chae *et al.*, 2015; Choonara *et al.*, 2016; Cha *et al.*, 2017; Lee *et al.*, 2017; Singh; Ramakrishna, 2017; Cuellar; Smit; Bredveld, 2018; Debroy *et al.*, 2018; Plessis *et al.*, 2019; Kabir; Mathur; Seyam, 2020; Li *et al.*, 2020).

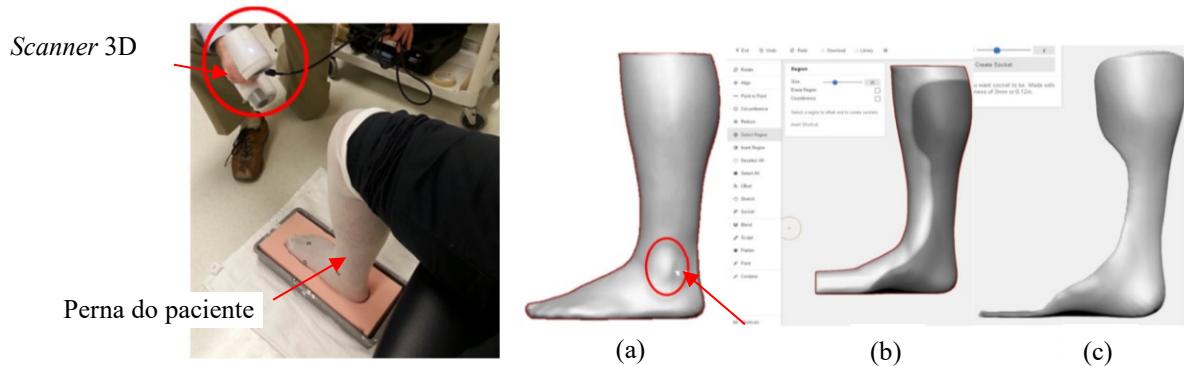
Com os avanços tecnológicos na área de materiais e MA, bem como o surgimento de novas possibilidades de inovação no campo da TA, houve a aplicação de novos materiais na fabricação de dispositivos médicos. Isso permitiu a eliminação de elementos que anteriormente representavam barreiras à usabilidade desses dispositivos (Bião *et al.*, 2021). Ainda em concordância com o autor, a MA junto aos softwares CAD-CAE-CAM ocupam um lugar de relevância como alternativa para o desenvolvimento de dispositivos médicos personalizáveis para cada paciente.

Para o desenvolvimento de dispositivos médicos voltados à reabilitação de pacientes que sofreram lesões, a MA pode favorecer a personalização de produtos protéticos e ortóticos para cada necessidade específica. Baseando-se em princípios ergonômicos, essa tecnologia permite a adaptação precisa do modelo ao corpo do paciente, resultando em um produto único e eficaz. Além disso, a MA possibilita a produção em curto prazo e com custos reduzidos (Teng *et al.*, 2013; Santos *et al.*, 2017; Plessis *et al.*, 2019; Li *et al.*, 2020; Stenvall *et al.*, 2020). Ademais, é possível projetar modelos leves resistentes, quando comparada com a produção convencional (Plessis *et al.*, 2019; Li *et al.*, 2020; Stenvall *et al.*, 2020).

Uma das tecnologias que possibilitam a fabricação de um dispositivo médico sob medida através da obtenção das formas anatômicas dos pacientes, por captação de imagens, são os *Scanners* 3D, que são responsáveis pelas imagens com precisão, digitalizada tridimensionalmente, por um processo ágil o qual minimiza o desconforto dos pacientes no momento da realização do exame (Santos *et al.*, 2017). O uso de *scanners* 3D na confecção de próteses e órteses (Fig. 2.14) personalizadas representa uma inovação significativa na área da saúde, proporcionando diversos benefícios em comparação aos métodos tradicionais (Prim; Vieira, 2016; Subtil, 2022; UERJ, 2024). A aplicação MA pode simplificar significativamente o processo de fabricação (Lim *et al.*, 2022).

Alguma das vantagens são: (1) Técnica que não requer contato físico com o paciente, não invasiva e indolor, tornando o processo mais confortável e seguro, especialmente para indivíduos sensíveis ou em recuperação (Kaori, 2022); (2) Os *scanners* 3D capturam detalhes anatômicos com alta precisão, permitindo a criação de modelos digitais que refletem com exatidão as características únicas de cada paciente (Prim; Vieira, 2016; Subtil, 2022); (3) Processo rápido (Kaori, 2022); (4) Redução das etapas manuais (moldes físicos e ajustes manuais) que acarretam na redução do número de etapas de fabricação como também redução de consumo de materiais (Prim; Vieira, 2016); (5) Personalização aprimorada com ajustes diretos com a anatomia do paciente (Subtil, 2022; UERJ, 2024).

Figura 2.14 – Uso de um scanner 3D para gerar o modelo digital da perna do paciente: etapas do projeto: (a) identificação da área óssea, (b) definição da linha de corte e (c) formato final da órtese tornozelo-pé



Fonte: (Shih *et al.*, 2017).

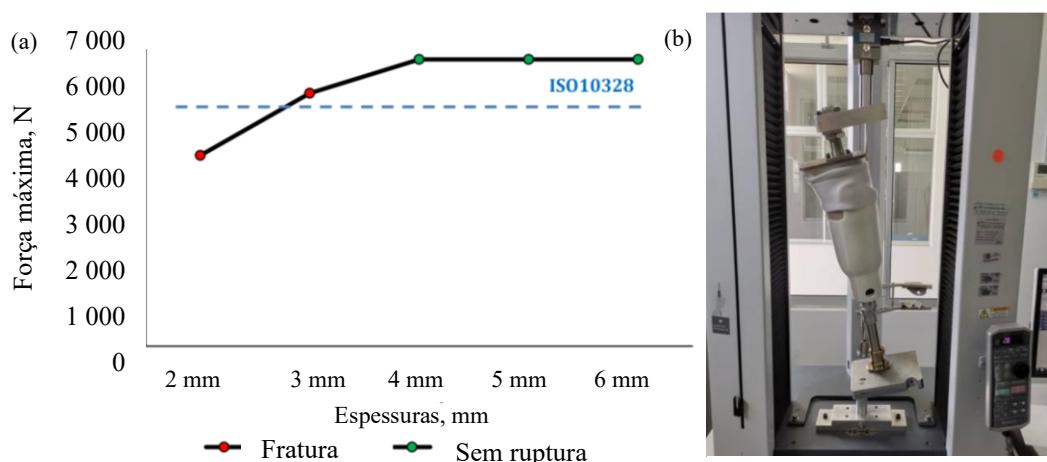
Silva (2024) realizou o escaneamento da região transtibial com o objetivo de obter a geometria tridimensional. Entretanto, o equipamento utilizado apresentou limitações na resolução, resultando em imperfeições no modelo inicial, como áreas abertas e contornos pouco definidos (especialmente na região dos dedos). Diante da ausência de ferramentas adequadas

no software inicialmente empregado para corrigir tais inconsistências, foi utilizado um segundo programa, o *Geomagic Design X*, com o qual foi possível reparar as falhas e gerar elementos adicionais que conectassem as superfícies existentes, assegurando a continuidade da geometria do modelo. O processo *FFF* demonstra potencial para o aumento da produtividade na fabricação de soquetes protéticos, entretanto os parâmetros de impressão exercem influência significativa nas propriedades mecânicas das peças produzidas por MA (Manan *et al.*, 2024). Os soquetes protéticos impressos em 3D representam uma solução promissora para a redução de barreiras associadas ao acesso e ao custo das próteses, tendo em vista que podem ser fabricados com baixo custo e disponibilizados de forma rápida aos pacientes (Kim *et al.*, 2024).

Manan *et al.* (2024) investigaram a influência da orientação de impressão na resistência estrutural de soquetes transtibiais fabricados por impressão 3D. O estudo considerou cinco diferentes orientações de impressão: 0°, 30°, 45°, 60° e 90°. Para a avaliação do desempenho mecânico, foram realizados ensaios estruturais estáticos conforme os critérios estabelecidos pela norma ISO 10328, configurando o ensaio até a obtenção da força de falha final. Os resultados indicaram que apenas os soquetes impressos nas orientações de 0° e 90° atingiram a força de falha mínima exigida pela norma, evidenciando a relevância do controle da orientação de impressão na conformidade estrutural desses dispositivos.

Lim *et al.* (2022) analisaram soquetes impressos em 3D com espessuras diferentes de 2 mm a 6 mm seguindo a norma ISO 10328 o qual estabelece como o requisito mínimo de resistência à carga final para próteses de membros inferiores de 5 250 N. Os resultados experimentais indicaram que a espessura de parede de 3 mm foi a espessura mínima para atingir o critério normativo com força final de 5 700 N antes da falha e fratura estrutural (Fig. 2.15).

Figura 2.15 – (a) Força máxima aplicada ao soquete impresso em 3D com diferentes espessuras, (b) Montagem experimental de teste estrutural de prótese de perna de membro inferior



Fonte: Lim *et al.* (2022).

2.3.3. Materiais na fabricação de TA

O material mais presente na fabricação de próteses no campo industrial são os termoplásticos de base fóssil, entretanto, existe uma busca em detectar novos materiais para reduzir seu uso, e essa demanda são por biomateriais renováveis (Commission, 2012; Stenvall *et al.*, 2020).

Os polímeros mais empregados na fabricação de dispositivos médicos voltados para os membros inferiores — que exigem, prioritariamente, alta estabilidade e durabilidade — são o polipropileno (polypropene - PP) e o polietileno (poly(methylene) - PE). Esses materiais se destacam por suas propriedades favoráveis, como facilidade de moldagem, leveza, boa flexibilidade e resistência mecânica adequada (Stenvall *et al.*, 2020; Oleiwi; Hadi, 2021).

Em um projeto de TA é fundamental compreender o comportamento do material selecionado frente às solicitações previstas em sua aplicação. Essa análise garante que o material atenda aos requisitos de desempenho e segurança do projeto (Dagostini, 2021). As principais características dos materiais que devem ser consideradas incluem rigidez, resistência à tração, resistência à compressão, resistência ao cisalhamento, dureza, maleabilidade e tenacidade (Callister; Tethwisch, 2012).

Visando a MA de dispositivos médicos, o material aplicado em sua deposição demanda propriedades como leveza, alta resistência e custo relativamente acessível, suportando tensões mecânicas substanciais sob condição de trabalho (Khare, 2020; Stenvall *et al.*, 2020). Considerando os critérios essenciais para o desenvolvimento de dispositivos médicos, uma alternativa viável é o uso de materiais compósitos com alta resistência à fratura. Esses materiais podem ser aplicados em processos de MA por extrusão multimaterial (Grace *et al.*, 2018), oferecendo maior segurança ao usuário e prolongando a vida útil do modelo impresso. Isso se torna especialmente relevante, já que esses dispositivos são frequentemente submetidos a esforços repetitivos e exigem resistência tanto à fadiga quanto às cargas finais aplicadas (Li *et al.*, 2020).

A aplicação dos materiais compósitos com matriz polimérica no campo da biomedicina é vista como alternativa promissora para minimizar o uso dos metais referentes às partes estruturais de um modelo fabricado (Glória *et al.*, 2011). Os compósitos reforçados com fibra (CRF) comumente aplicado na área aeroespacial apresentam destaque para a utilização na área biomédica devido ao aumento significativo da rigidez, elevado módulo de elasticidade (o que proporciona resiliência do material) e alta resistência mecânica (Freilich; Meiers, 2004; Glória *et al.*, 2011; Menini *et al.*, 2013; Ahmed; Li; Murray, 2016).

A aplicação de variedades de materiais é uma das principais vantagens da MA em relação aos processos convencionais, tendo a possibilidade de aplicação em áreas funcionais no interior de uma peça (Gibson; Rosen; Stucker, 2010). A combinação entre fibras (fibras de Kevlar®, carbono e vidro (sendo as mais utilizadas em dispositivos médicos)) implica na durabilidade do dispositivo médico, aumento de sua atividade e leveza no modelo fornecido (Moffat, 2010; Khare, 2020; Oleiwi; Hadi, 2021).

As propriedades mecânicas fornecidas pelo polímero reforçado com fibra de carbono aplicado nos dispositivos médicos para membros inferiores obtêm destaque ao fornecer avançadas habilidades aos usuários, atendendo os requisitos demandados por atividades físicas (esporte), como o retorno de energia (Moffat, 2010; Oleiwi; Hadi, 2021). Como visão futura, alguns autores, Oleiwi e Hadi, 2021 abordam sobre o aprimoramento de materiais para a fabricação desses dispositivos médicos em busca de alcançar modelos que consigam auxiliar os usuários em atividades físicas, como a corrida e a caminhada.

2.3.4. Prótese

As próteses são componentes empregados externamente ao corpo, possuindo como objetivo a substituição parcial ou total de um membro, ou seja, são membros artificiais e possuem algumas restrições (Miclaus, Repanovici; Roman, 2017; Santos *et al.*, 2017; Healy *et al.*, 2018; Khare, 2020; Li *et al.*, 2020). Conforme a norma ISO 10328 (2016), o termo "membros protéticos" designa qualquer dispositivo externo utilizado para substituir, total ou parcialmente, uma parte ausente ou incompleta de um membro humano.

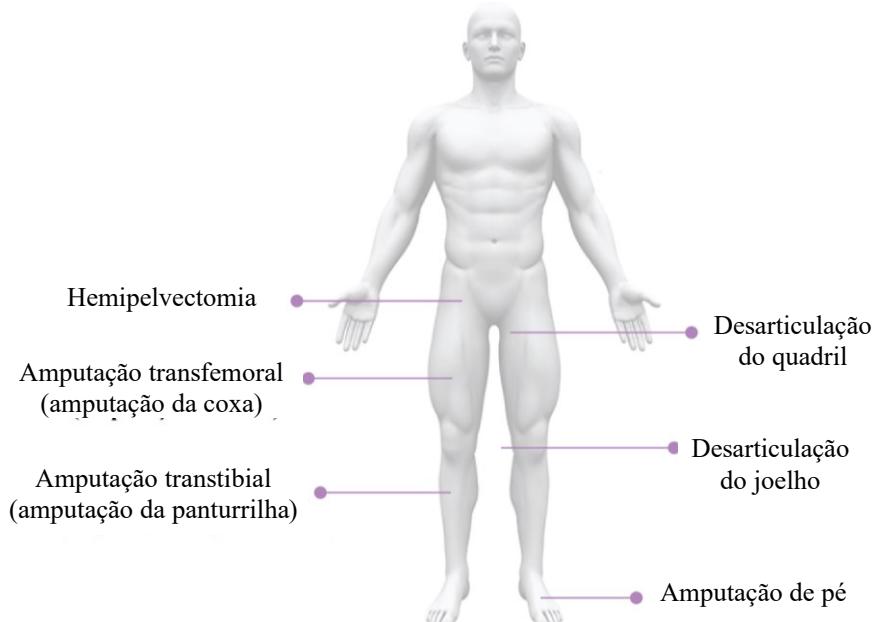
De forma geral, a função das próteses é contribuir na melhoria da qualidade de vida das pessoas que apresentam alguma deficiência motora, sejam elas relacionadas a alguma doença ou decorrentes de acidentes. Normalmente, esses componentes são fabricados por meio de técnicas convencionais (Jin *et al.*, 2015), fabricadas usando moldagem de gesso, o que demanda várias consultas do paciente e um longo período de trabalho e fabricação (Shih *et al.*, 2017).

A técnica convencional de fabricação de soquetes protéticos é um processo que demanda tempo e trabalho de forma manual (Shih *et al.*, 2017; Lim *et al.*, 2022; Manan *et al.*, 2024). Entretanto, Rocha (2010) e Bião *et al.* (2021) destacam que no geral, principalmente as próteses não são desenvolvidas de acordo com a medida do paciente, resultando no aumento de cirurgias para manutenção e troca dos dispositivos.

2.3.5. Níveis de amputação próteses inferiores

Existem 6 (seis) tipos de amputação de membros inferiores, sendo: Hemipelvectomia, Desarticulação do Quadril, amputação Transfemoral, Desarticulação do Joelho, amputação Transtibial e a amputação de Pé (Fig. 2.16) (Catarin.org. (2025). De acordo com Catarin.org. (2025) a hemipelvectomia é referente a amputação perna inteira e partes da bacia até o sacro. Nestes casos, o controle da prótese é realizado através da bacia. A desarticulação do quadril é um tipo de amputação que ocorre na região da articulação do quadril. Nesses casos, o controle da prótese é realizado principalmente por meio dos movimentos da bacia. A amputação transfemoral é realizada na região da coxa, onde o osso fêmur é seccionado. O controle da prótese, nesses casos, é feito por meio de um encaixe adaptado ao membro residual. A desarticulação do joelho é uma amputação que ocorre na articulação do joelho, resultando na remoção da panturrilha enquanto a coxa permanece intacta. O controle da prótese é o mesmo caso da amputação transfemoral.

Figura 2.16 – Tipos de amputações de membros inferiores



Fonte: Adaptado de Catarin.org. (2025).

A amputação transtibial é realizada na região da panturrilha, onde os ossos tibia e fibula são seccionados. O controle da prótese ocorre por encaixe no membro residual. A amputação do pé é realizada diretamente na região do membro inferior correspondente, e a protetização é geralmente feita utilizando próteses de silicone (Catarin.org., 2025).

O termo utilizado para um membro residual de amputação inferior é denominado como coto, que desempenha um papel crucial no controle da prótese durante o processo de reabilitação (Dagostini, 2021). Dentre as amputações de membros inferiores, a amputação transtibial é reconhecida como o nível mais proximal capaz de promover uma funcionalidade próxima do normal. Isso ocorre devido a preservação da articulação do joelho que possibilita um controle eficiente da prótese durante a marcha, onde os movimentos de flexão e extensão do joelho nas fases de apoio e balanço seguem um padrão fisiológico (Carvalho, 2012).

2.3.6. Prótese Transtibial

De acordo com Stenvall *et al.* (2020), as próteses transtibiais são relacionadas ao membro inferior do ser humano, sendo um dispositivo médico que substitui os ossos situados entre a articulação do joelho e do pé (tíbia e fíbula), quando necessário, e promovem a restauração parcial da funcionalidade do membro amputado. Elas permitem ao paciente retomar atividades básicas do dia a dia, como caminhar e permanecer em pé, além de contribuírem significativamente para a melhora da qualidade de vida, da mobilidade e da independência. Hodiernamente, existe uma carência em estudos relacionados a próteses de membro inferiores feitas por MA (Stenvall *et al.*, 2020). Existem diferentes tipologias de próteses visando à amputação transtibial, sendo elas (Conforpés®, 2018): As Exoesqueléticas (convencionais): possui em sua estrutura componentes (ocos ou não) de madeira ou polímero entre o encaixe e o pé protético; e as Endoesqueléticas (modulares): fabricadas em alumínio, aço, titânio ou fibra de carbono e revestidas por espuma cosmética. Sua vantagem consiste na resistência, durabilidade, e pouca manutenção do dispositivo, porém, visto pelo acabamento, possui menor qualidade de polimento (Conforpés®, 2018).

Sua constituição de estruturação da prótese transtibial é subdividida em três principais partes: (1) o encaixe ou soquete (parte inicial da confecção da prótese, responsável por englobar o coto com a prótese, auxiliando o controle do movimento); (2) o corpo (elemento que substitui a canela/panturrilha); (3) o pé (que possui como função o de apoiar ao chão todos os elementos do dispositivo juntos, como um todo, substituindo a função do pé referente ao corpo humano) (Conforpés®, 2018).

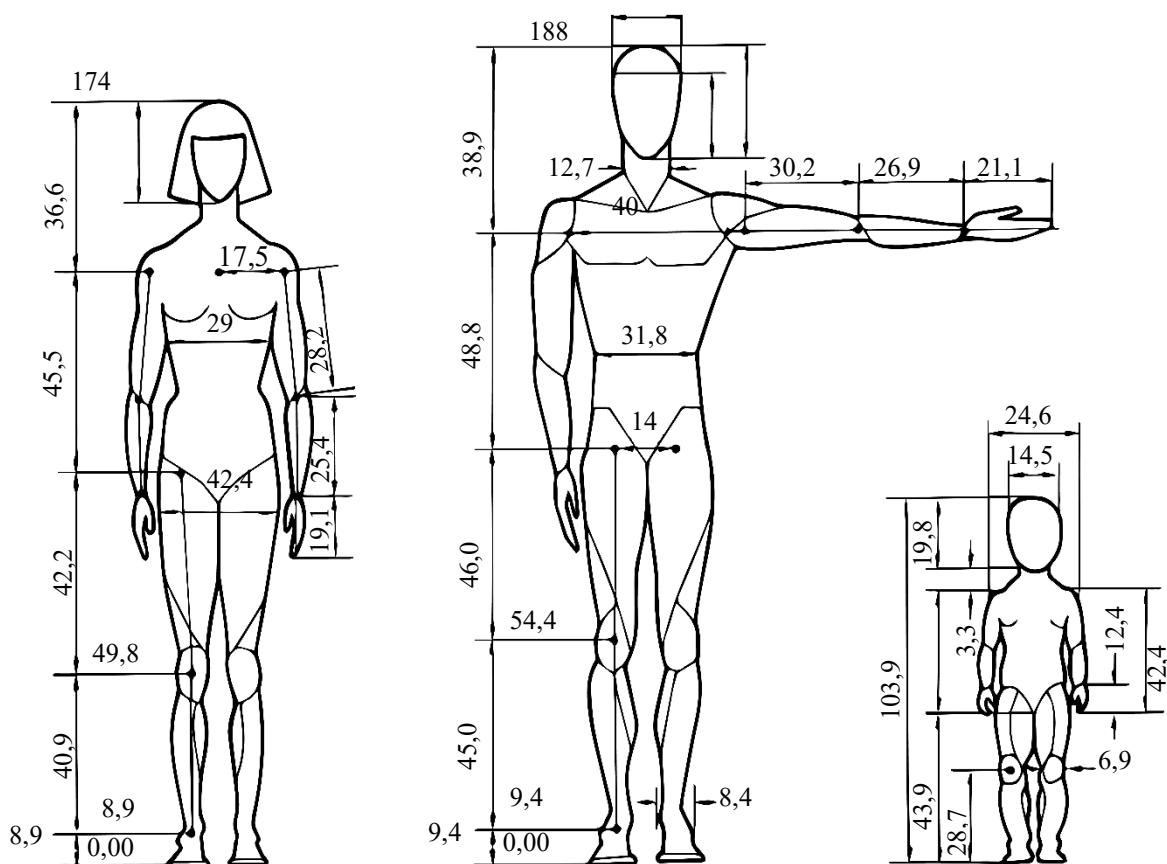
Em geral, é importante enfatizar que a durabilidade do dispositivo é uma das características biomecânicas vitais, principalmente dando ênfase ao pé protético (Oleiwi; Hadi, 2021). Ainda em concordância com o autor, deve-se criar e analisar a relação entre o projeto mecânico e os materiais que serão utilizados, visto que os mesmos impactam na

durabilidade, além de ser possível analisar os pontos fracos do modelo e buscar uma melhoria significativa do projeto. Para isso, é necessário entender os processos de projetos de um dispositivo médico.

2.4. Biomecânica: antropometria e ciclo da marcha

A antropometria é a ciência que estuda as dimensões e as medidas do corpo humano. Ela desempenha um papel fundamental no projeto industrial, especialmente no desenvolvimento de próteses, ao assegurar que os dispositivos sejam ergonomicamente adequados e atendam às necessidades específicas dos usuários (Fig. 2.17) (Hamzah; Gatta, 2018), considerando a distribuição da massa corporal e das posições das articulações (Santos, 2018).

Figura 2.17 – Dimensões antropométricas: dimensões humanas médias globais expressas em milímetros (mm), para diferentes perfis: feminino, masculino e infantil

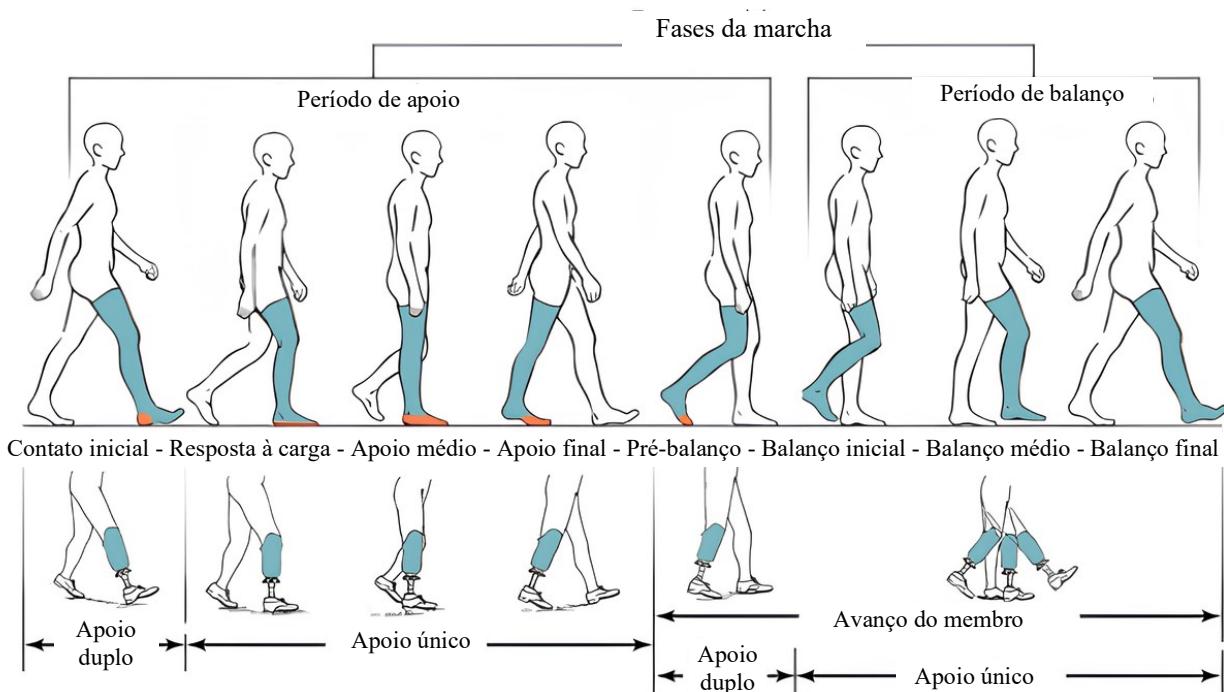


Fonte: Adaptado de Sandygulova *et al.* (2014).

A marcha humana é uma das funções mais essenciais do ser humano, consistindo em uma sequência coordenada de movimentos que permitem a locomoção do corpo. Desenvolvida

desde os primeiros anos de vida, a marcha influencia direta e indiretamente todos os membros do corpo, desempenhando um papel crucial na funcionalidade e equilíbrio corporal (Dagostini, 2021). O ciclo da marcha (ou passada) consta com duas fases, sendo a fase de apoio (onde o pé está apoiado ao chão, sustentando a massa do corpo) e a fase de balanço (momento em que não há sustentação). A fase de apoio, que consiste em 60 % do tempo da marcha, é considerada com início do calcanhar no chão e termina quando ele sai da superfície. Essa etapa é subdividida em três etapas, sendo: (1) primeiro duplo apoio (representando 10 % do ciclo) quando o membro inferior oposto ainda está em contato com o chão antes do início da fase de balanço, (2) a etapa do apoio simples (que corresponde a 40 % do ciclo) onde a massa do corpo é sustentado por apenas um membro e o oposto não está em contato com o chão, (3) segundo duplo apoio (que corresponde 10 % do ciclo) ocorre quando o membro inferior oposto finalizou a etapa de balanço e os dois pés se encontram em contato com o chão (Santos, 2018). A etapa de balanço (representa 40 % do ciclo da marcha) ocorre quando os dedos dos pés saem do contato com a superfície e finaliza quando volta o contato, é determinado pela passagem de uma perna pela outra (Fig. 2.18) (Bruxel, 2010; Santos, 2018, Dagostini, 2021).

Figura 2.18 – Fases da marcha com e sem prótese



Fonte: Santos (2018) baseado em Haideiri (2005).

Segundo Prost *et al.* (2022), o projeto de próteses geralmente segue um processo iterativo que se concentra em parâmetros individuais, o que pode limitar a adoção de uma abordagem holística. Essa abordagem mais ampla considera fatores como o tamanho do corpo e as preferências de marcha do paciente. Além disso, conforme destacado por Santos (2018), o desenvolvimento de uma prótese exige um estudo aprofundado da biomecânica, com ênfase no desempenho funcional do dispositivo. Oleiwi e Hadi (2021) destacam que os dispositivos médicos com ênfase nas próteses de pés devem ser projetados buscando fornecer características primordiais como flexibilidade e custos relativamente baixos a aplicação em relação ao desempenho. Comumente as próteses de pé mais comuns usadas são os pés protéticos passivos como os *SACH* (*Solid Ankle Cushion Heel*) ou as próteses de armazenamento e retorno de energia (*Energy Storage and Return - ESR*) (Prost *et al.*, 2022).

De acordo com Carvalho (2012), os pés do tipo *SACH* são classificados como pés não articulados, ou seja, não possuem articulações mecânicas, mas contam com componentes projetados para simular os movimentos naturais do pé. O calcanhar desses modelos é revestido com uma borracha flexível, cuja densidade é ajustada conforme a massa corporal do paciente, proporcionando uma resposta adequada durante a marcha. Já os pés protéticos com tecnologia *ESR* são confeccionados com materiais elásticos que favorecem maior mobilidade e eficiência funcional. A principal função desse material é absorver a energia gerada no momento do impacto inicial com o solo e devolvê-la durante a fase de propulsão, simulando o movimento de flexão plantar (Carvalho, 2012; Elgamsy *et al.*, 2023). Os materiais compósitos reforçados com fibras de vidro ou de carbono são utilizados para a produção das próteses de armazenamento e retorno de energia, eles possuem como função armazenamento e liberação da energia durante o ciclo da marcha melhorando a eficiência do processo do caminhar (Rościszewska; Wekwejt, 2018).

Devido às questões de custo baixo e facilidade de fabricação os pés *SACH* é o modelo mais utilizado no mundo (Laferrier *et al.*, 2018), porém os pés protéticos *ESR* promovem maiores benefícios em seu uso devido ao seu processo de funcionamento, aumentando o desempenho do paciente no ciclo da marcha. Ainda de acordo com Laferrier *et al.* (2018) grande parte dos pacientes que necessitam de próteses reside em países que estão em desenvolvimento e não conseguem ter acesso aos melhores modelos devido ao valor alto de compra e de manutenção. Em concordância com Prost *et al.* (2022), o desenvolvimento de um projeto de pé protético *ESR* de baixo custo e rápida fabricação, capaz de atender às principais necessidades dos pacientes, tem o potencial de melhorar significativamente a qualidade de vida de pessoas

de baixa renda. Os modelos de próteses tipo *flex* são próteses fabricadas com lâminas de fibra de carbono proporcionando alta capacidade de absorção elástica durante a fase de apoio e uma eficiente transferência dessa energia na fase de impulso (Fig. 2.19) (Moffat, 2010; Khare, 2020; Dagostini, 2021; Olewi; Hadi, 2021).

Figura 2.19 – Modelos de próteses vendidas no mercado e seus respectivos valores comerciais

Pé Protético de Fibra de Carbono: Terion 1C10 Ottobock®	Pé Protético De Fibra De Carbono Aktion Preto 22 Cm Direito 1E 56 – Ottobock®	Kit Pé Fibra De Carbono Ottobock® Trias 1c30+ Capa
		
R\$ 3 253,21 Fonte: Loja do Amputado (2025b).	R\$ 9 777,57 Fonte: Ponto Frio (2025).	R\$ 6 985 Fonte: Mercado Livre (2025).
Pé Sach Ottobock® para Prótese Transtibial	Capa pé Triton bege Ottobock®	Capa Estética Pé Protético Vari-Flex Fse0 – Ossur®
		
R\$ 1 043,41 Fonte: Loja do Amputado (2025a).	R\$ 1 110,44 Fonte: Próteses News (2025d).	R\$ 1 691,53 Fonte: Próteses News (2025b).
Pé Protético De Fibra de Carbono Taleo Preto 22 Cm Esquerdo 1C50 – Ottobock®	Pé Fibra De Carbono Triton 1C60 – Ottobock®	Pé Protético Em Fibra De Carbono De Perfil Baixo Pro-Flex Xc Torsion Pxt0 – Ossur®
		
R\$ 9 950,95 Fonte: Casas Bahia (2025).	R\$ 13 901,31 Fonte: Próteses News (2025c).	R\$ 26 382,36 Fonte: Próteses News (2025a).

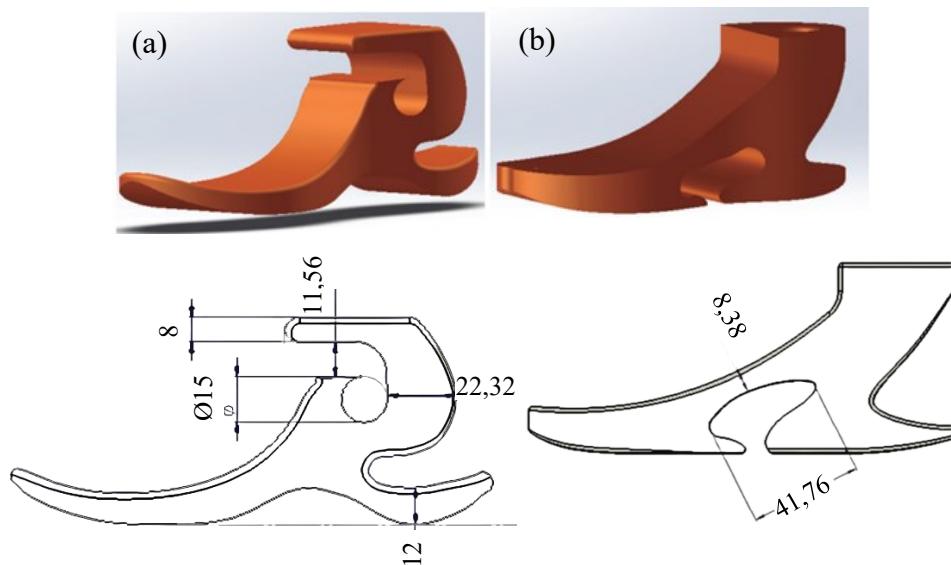
Fonte: (Próteses News, 2025a; Próteses News, 2025b; Próteses News, 2025c; Próteses News, 2025d; Mercado Livre, 2025; Ponto Frio, 2025, Casas Bahia, 2025; Loja do Amputado, 2025a; Loja do Amputado, 2025b).

2.4.1. Pesquisas, patentes e projeto de próteses na literatura

A seguir são apresentadas algumas pesquisas nas quais foram desenvolvidas próteses, principalmente transtibiais, visando demonstrar algumas características essenciais a serem definidas no projeto desses componentes.

Tirloni e Luz (2017) elaboraram próteses transtibiais (dois modelos), empregando MA via *FFF* de componentes com baixo custo e de fácil acesso para crianças. Além disso, o estudo apresentou como objetivo central a avaliação da melhor geometria para as próteses. O material utilizado para a confecção das próteses foi o polímero PLA e os parâmetros de MA foram: preenchimento de 90 %; espessura das paredes de 1 mm; altura entre as camadas de 0,1 mm; ângulo de ativação de suportes de 30 %. Nos itens (a) e (b) da Figura 2.20 são apresentadas as dimensões dos dois modelos de próteses otimizadas. Os resultados obtidos indicaram que a fabricação de prótese transtibial por meio da *FFF* utilizando PLA apresentou como uma alternativa promissora, considerando uma criança de cinco anos, a prótese suportou uma carga de 550 N e apresentou massa de 292,4 g.

Figura 2.20 – Modelos digitais de projeto de próteses de pé otimizados via CAD: medidas em mm



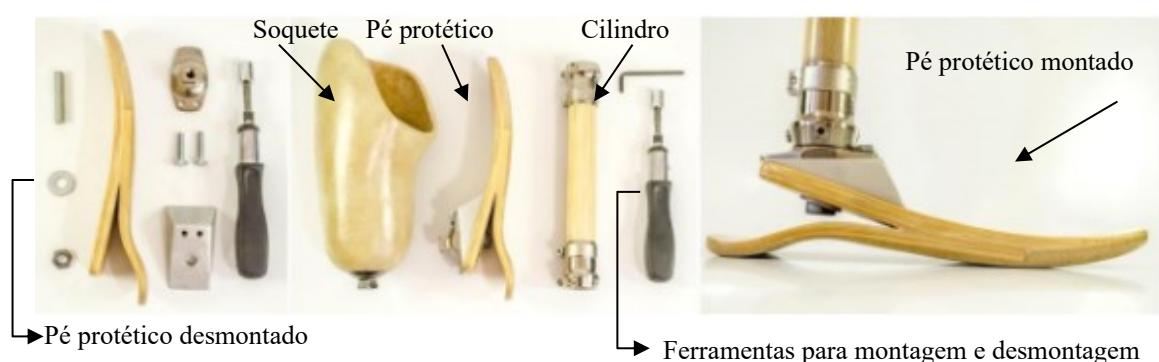
Fonte: Adaptado de Tirloni e Luz (2017).

Santos (2018) desenvolveu e patenteou (número do processo: BR 10 2016 010161 1)⁹ um modelo de prótese transtibial utilizando biocompósitos (bambu laminado colado e biocompósito de fibra de bambu) com o intuito da obtenção de próteses acessíveis para a população de baixa renda. O projeto é constituído por três partes principais, sendo: (1) soquete,

⁹ <https://repositorio.unesp.br/server/api/core/bitstreams/31a22d31-9cd7-4242-8729-34386d22ccc5/>

(2) cilindro e (3) pé protético, além das conexões entre as partes do modelo. A versão final da prótese montada apresentou aproximadamente 55 cm de altura (comprimento) e massa de 1,2 kg. Os resultados obtidos indicaram o potencial dos biocompósitos, além das características físicas da prótese terem sido eficientes para a funcionalidade do componente (Fig. 2.21). O projeto proposto foi estruturado com emprego de componentes padrões visando substituição de peças caso haja necessidade. Foi proposto um sistema de fácil montagem e desmontagem com ferramentas simples.

Figura 2.21 – Prótese de bambu laminado colado e biocompósito de fibra de bambu fabricada e seus elementos separados



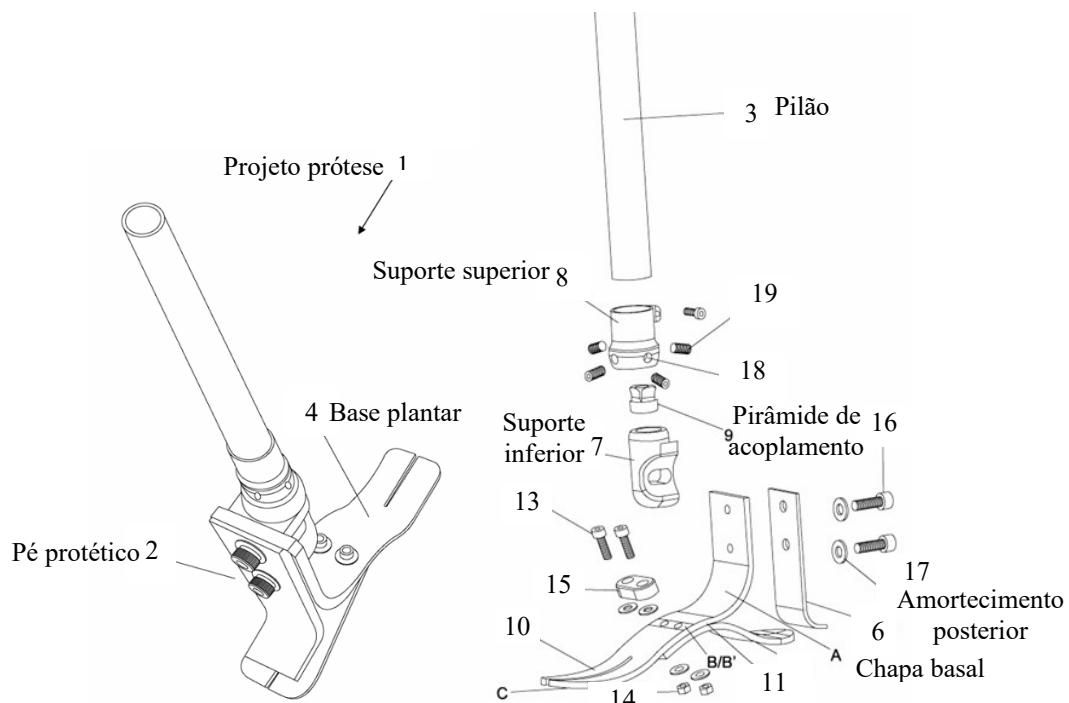
Fonte: Adaptado de Santos (2018).

A patente BR 202017018540-6 U2¹⁰ intitulada Disposição aplicada em prótese transtibial com pé triplamente curvado com amortecimento posterior, foi desenvolvida pelos inventores Luciano Ascânia da Silva e Antônio Carlos Ancelotti Junior. O projeto (1) é estruturado por um pé protético (2) e um pilão (3), ambos confeccionados em fibra de carbono por meio de um processo de conformação em baixa pressão. A base plantar (4) apresenta geometria triplamente curvada (A, B, C) e é composta por uma lâmina de aproximadamente 250 mm de comprimento, com espessura variável de até 8 mm, que se reduz gradualmente da região de fixação até o ponto de acoplamento com o pilão (3). Essa conformação visa otimizar a distribuição de esforços durante o ciclo da marcha, garantindo resistência estrutural, flexibilidade e conforto ao usuário (Fig. 2.22). A utilização da fibra de carbono no pé protético, associada ao contorno triplamente curvado e à presença de uma placa posterior com função amortecedora, proporciona maior conforto ao usuário, bem como elevada durabilidade, baixa massa, redução de custos e melhor ergonomia. Essas características permitem uma reprodução mais eficaz dos movimentos biomecânicos naturais da marcha. O projeto possui uma chapa

¹⁰ <https://patentimages.storage.googleapis.com/30/f9/c0/8081aad3bf33a2/BR202017018540U2>

basal (5), uma chapa de amortecimento posterior (6). Os elementos de fixação, incluindo os suportes inferior e superior (7, 8) e a pirâmide de acoplamento (9), são confeccionados em liga de alumínio e aço inoxidável.

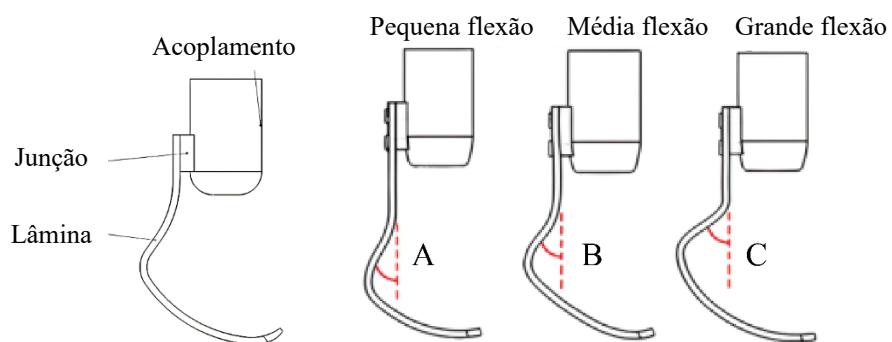
Figura 2.22 – Patente BR 202017018540-6 U2 Prótese transtibial com pé triplamente curvado com amortecimento posterior



Fonte: Adaptado de Patente BR 202017018540-6 U2

Dagostini (2021) utilizou como referência para o desenvolvimento da sua proposta de prótese modelos do estilo Flex da empresa Össur®. O modelo proposto é composto por 3 três itens, sendo, o acoplamento (que faz conexão entre a prótese e o membro residual do usuário), a junção (que faz conexão do acoplamento a lâmina) e a lâmina (Fig. 2.23).

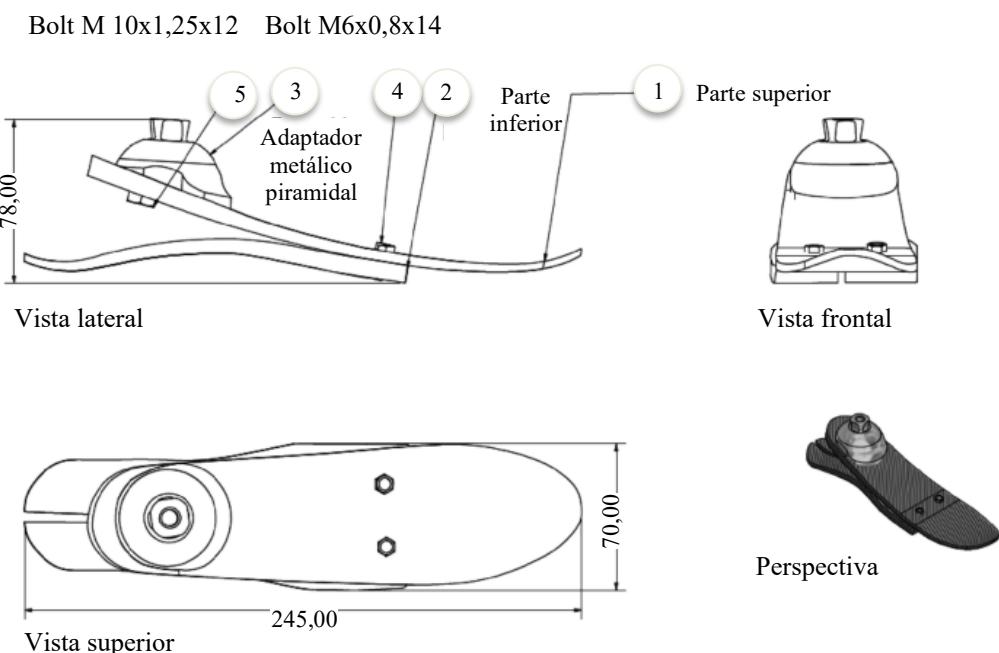
Figura 2.23 – Diferentes Geometrias e ângulos do projeto de prótese e seus principais componentes



Fonte: Adaptado de Dagostini (2021).

Os pesquisadores Elgamsy *et al.* (2023) propuseram um modelo de prótese constituídos por vários componentes modulares, esses componentes são: o adaptador metálico piramidal (3), os parafusos (4 e 5) e as partes superior (1) e inferior do modelo do pé protético (2), como demonstrado na Figura 2.24. A modularidade proposta é uma estratégia visando a produção em massa das peças.

Figura 2.24 – Proposta de pé protético em perspectiva e suas vistas lateral, superior e frontal



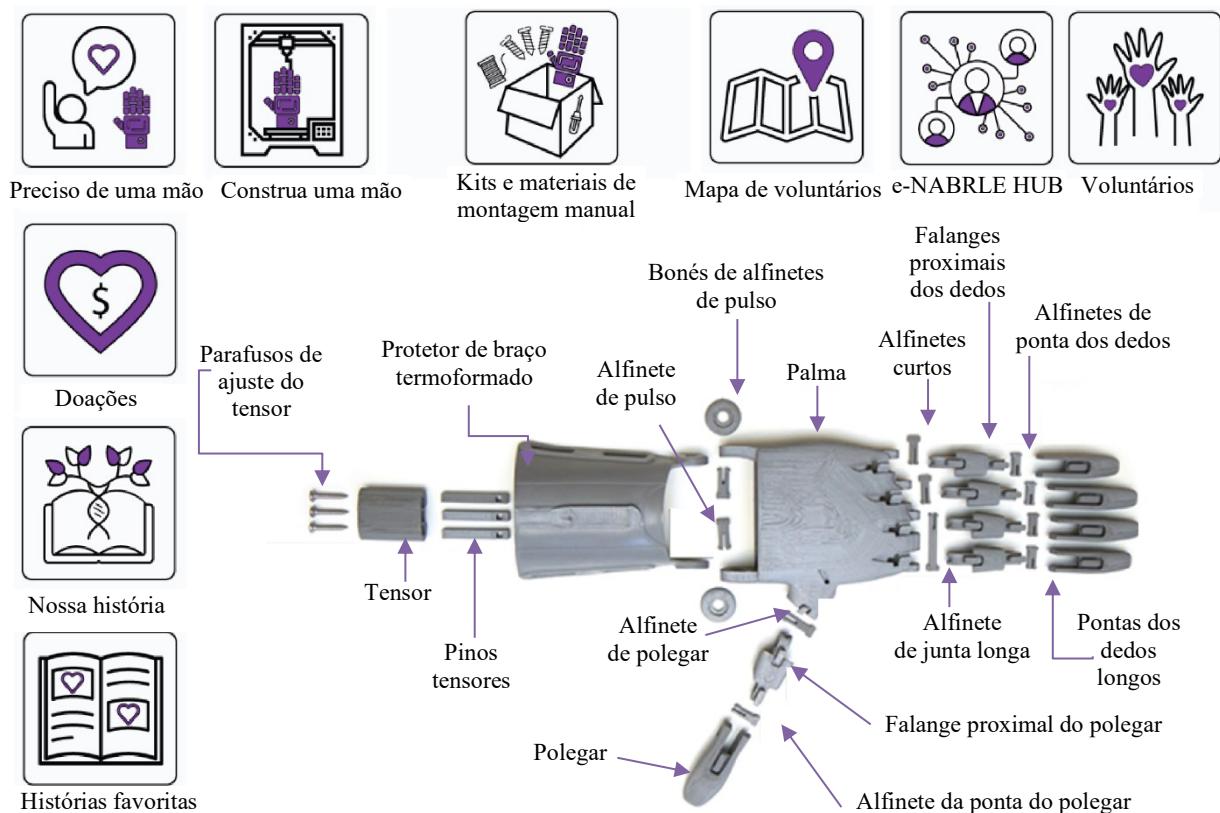
Fonte: Elgamsy *et al.* (2023).

2.4.2. Projetos sociais voltados a reabilitação física através de dispositivos fabricados por manufatura aditiva

O projeto e-NABLE® é um projeto social que se classifica como uma comunidade *online* global de voluntários nomeados como “*Humanitários Digitais*” – pessoas que possuem impressoras 3D que se prontificam de forma voluntária a produzir próteses de membros superiores gratuitas para as pessoas que necessitam. Os projetos impressos são projetos *open source*¹¹ desenvolvidos pelos voluntários da eNABLE® (Fig. 2.25) (e-NABLE®, 2022).

¹¹ O termo *open source* é definido formalmente pela Open Source Initiative (OSI) como software de código aberto. Disponível em: <https://opensource.org/osd>. Acesso em: 16 abr. 2025.

Figura 2.25 – Principais focos e objetivos do Projeto E-NABLE®



Fonte: Adaptado de Enable® (2022).

A organização Handicap International (Fig. 2.26) utiliza a MA visando solucionar a carência do acesso aos dispositivos assistivos de reabilitação social, com ênfase em regiões de maior necessidade como as regiões de conflitos ou isolados, como exemplo o centro de reabilitação física em Kandahar, no sul do Afeganistão (Handicap®, 2022).

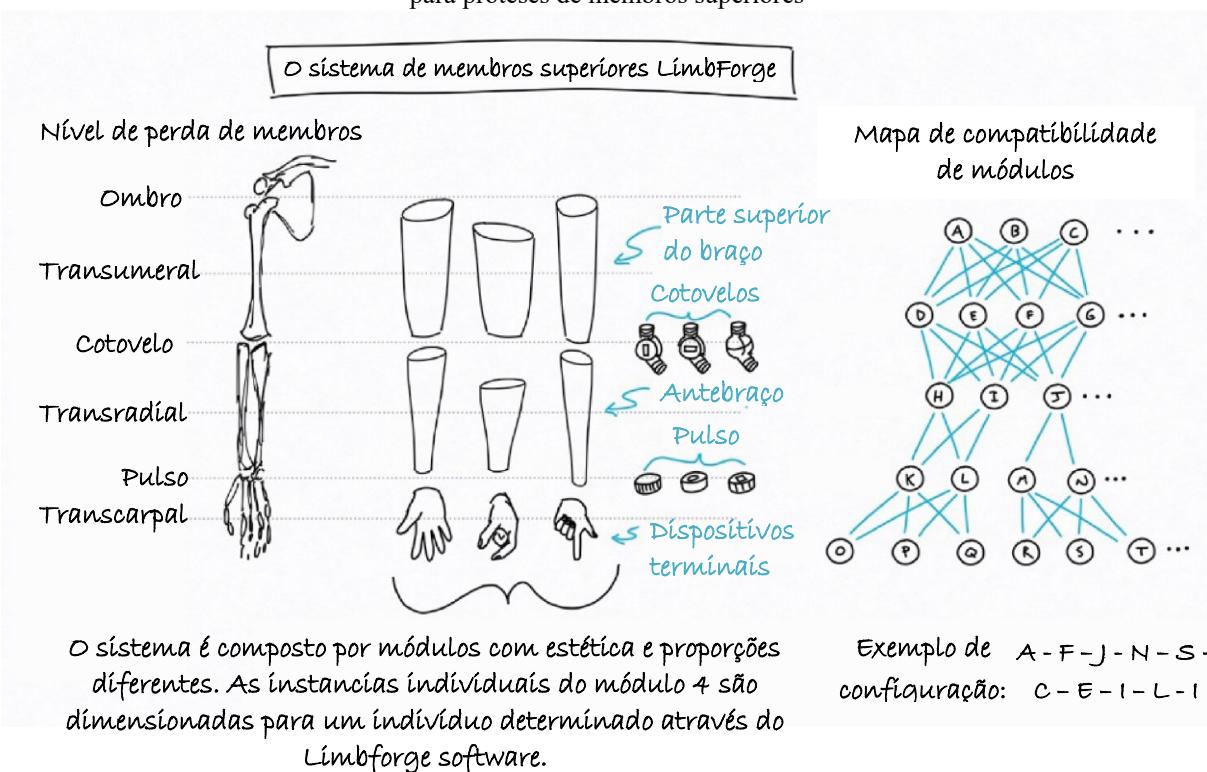
Figura 2.26 – Acesso aos dispositivos assistivos de reabilitação social promovido pela organização Handicap International



Fonte: Handicap® (2022).

O grupo LimbForge® é uma organização sem fins lucrativos criada pela empresa Autodesk® que possui como missão auxiliar os desenvolvimentos de próteses fabricadas por MA de alta qualidade e acessível economicamente. A proposta da organização visa levar esses dispositivos médicos às regiões mais pobres do mundo, partindo da premissa da MA em qualquer lugar. A organização desenvolveu o *LimbForge Upper Limb System*, um catálogo de peças modular de componentes que possam ser manufaturados aditivamente para próteses de membros superiores (Autodesk®, 2022) (Fig. 2.27).

Figura 2.27 – *LimbForge Upper Limb System*, um catálogo de peças modular de componentes impressos em 3D para próteses de membros superiores



Fonte: Adaptado de Autodesk® (2022).

2.5. Processo de projeto: metodologias e métodos frente às inovações tecnológicas de manufatura.

A progressão rápida das tecnologias de manufatura possibilitou o surgimento de novas disciplinas e segmentos de mercado, configurando a relação entre projeto e produção, estruturando um novo modo de projetar no campo do design e engenharia (Pupo, 2009; Menichinelli, 2017). O surgimento de novas funções derivadas do avanço tecnológico fomentou uma maior autonomia ao projetista ao interagir e moderar processos gerativos e performativos, onde a informação torna-se um “novo material” para o projetista (Oxman, 2006). Uma das

principais estratégias do processo de desenvolvimento de produto é a qualidade das informações, garantindo que as incertezas sejam minimizadas (Rozenfeld *et al.*, 2006).

O projetista assume uma nova função, tornando-se responsável por identificar a relevância da informação, que passa a ser um elemento central no processo de projeto. A otimização do projeto depende, essencialmente, do gerenciamento eficaz dessas informações. Assim, o projetista deve desenvolver uma capacidade crítica para selecionar quais dados serão utilizados e quais serão descartados. Esse processo marca uma transição da criação de artefatos para a criação e gestão da informação, redefinindo o papel do projetista e ampliando suas responsabilidades perante a sociedade (Abrão, 2020).

Existem diversas metodologias que auxiliam aos projetistas, as quais possuem como ponto-chave fornecer ferramentas para aprimorar o processo de projeto, conforme a complexidade do problema (Barros, 2011). O Designer “especialista” é o profissional que possui uma compreensão ampliada sobre metodologia, especificidades técnicas e qualidade do projeto (Bassi, 2017). É substancial entender e questionar os processos de projeto de forma crítica reflexiva sobre os impactos das soluções propostas em relação à inovação, princípios éticos sociais e ambientais (Chen *et al.*, 2015; Bassi, 2017). O projetista deve aprimorar suas habilidades e conhecimentos para lidar com as tecnologias digitais e utilizar ferramentas como suporte aos processos criativos (Ljungberg, 2005; Rozenfeld *et al.*, 2006; Manzini; Vezolli, 2008).

É fundamental que as ferramentas de projeto evoluam em sintonia com os novos processos de desenvolvimento e fabricação. A resiliência de metodologias e métodos de projeto aos avanços tecnológicos não invalida os estudos já consolidados, mas os complementa, dando continuidade ao trabalho desenvolvido por pesquisadores ao longo dos anos, fortalecendo a integração projetual, a cooperação interdisciplinar, a otimização de soluções, incorporando novas estratégias projetuais. O avanço permite expandir as discussões e contribuir para a definição de diretrizes projetuais alinhadas às novas tecnologias de fabricação (Abrão, 2020). É importante estimular a sinergia das metodologias para resolver problemas (Caulliraux *et al.*, 2020).

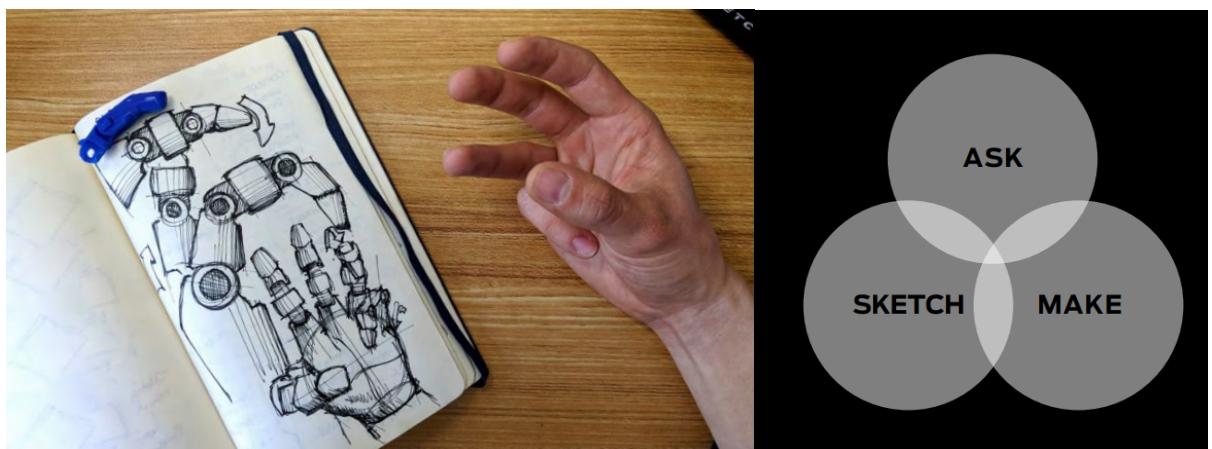
O processo de projeto é uma atividade essencialmente interdisciplinar (Caulliraux *et al.*, 2020), e essa interdisciplinaridade intrínseca é a essência do campo sistêmico. O Design sistêmico é a complexidade dos processos e suas interconexões do “pensar e fazer”. A proposta da abordagem engloba o agir de forma sistêmica regenerativo alternativo aplicando as metodologias e métodos de projeto de forma estratégica e eficiente (Design Council, 2021;

Torres, 2024). Essa transição do *status quo* às novas práticas sustentáveis através de metodologia e métodos é considerado um processo complexo, não linear, estruturado com múltiplos motivadores e atores a fim de resolver os problemas identificados ao longo do processo (Pyykko *et al.*, 2021).

2.5.1. Design Thinking e métodos de processo de projeto

O processo de *Design Thinking* é um ciclo contínuo, iniciando de forma ampla e refinando com o tempo até alcançar soluções criativas relevantes para problemas que tem potencial para ser compartilhados com a sociedade como um todo, considerando sempre o princípio de que as ideias sempre podem ser melhoradas (Brown, 2017; MakerBot®, 2021). O processo do *Design Thinking* utiliza múltiplas metodologias para atingir soluções eficazes (Caulliraux *et al.*, 2020). De acordo com Brown (2017), ocorreu uma evolução natural onde passa do estágio de “fazer design” para “pensar design”, e isso se refere ao pensar de forma sistêmica. O processo de *Design Thinking* ditado pelo MakerBot® (2021) (Fig. 2.28) envolve pessoas aleatórias para buscar entender os problemas cotidianos (*ASK* - perguntas) definindo o problema em questão por meios de pontos problemáticos. O segundo passo é a realização de um *brainstorming* associando diferentes ideias (*sketch* - esboços) para que assim possa prototipar via MA (*make* - fazer) e testá-la com o público avaliando o potencial de aplicação referente às necessidades levantadas (MakerBot®, 2021).

Figura 2.28 – Estudo do movimento da mão junto a um protótipo de um modelo de dedo impresso via MA



Fonte: MakerBot® (2021).

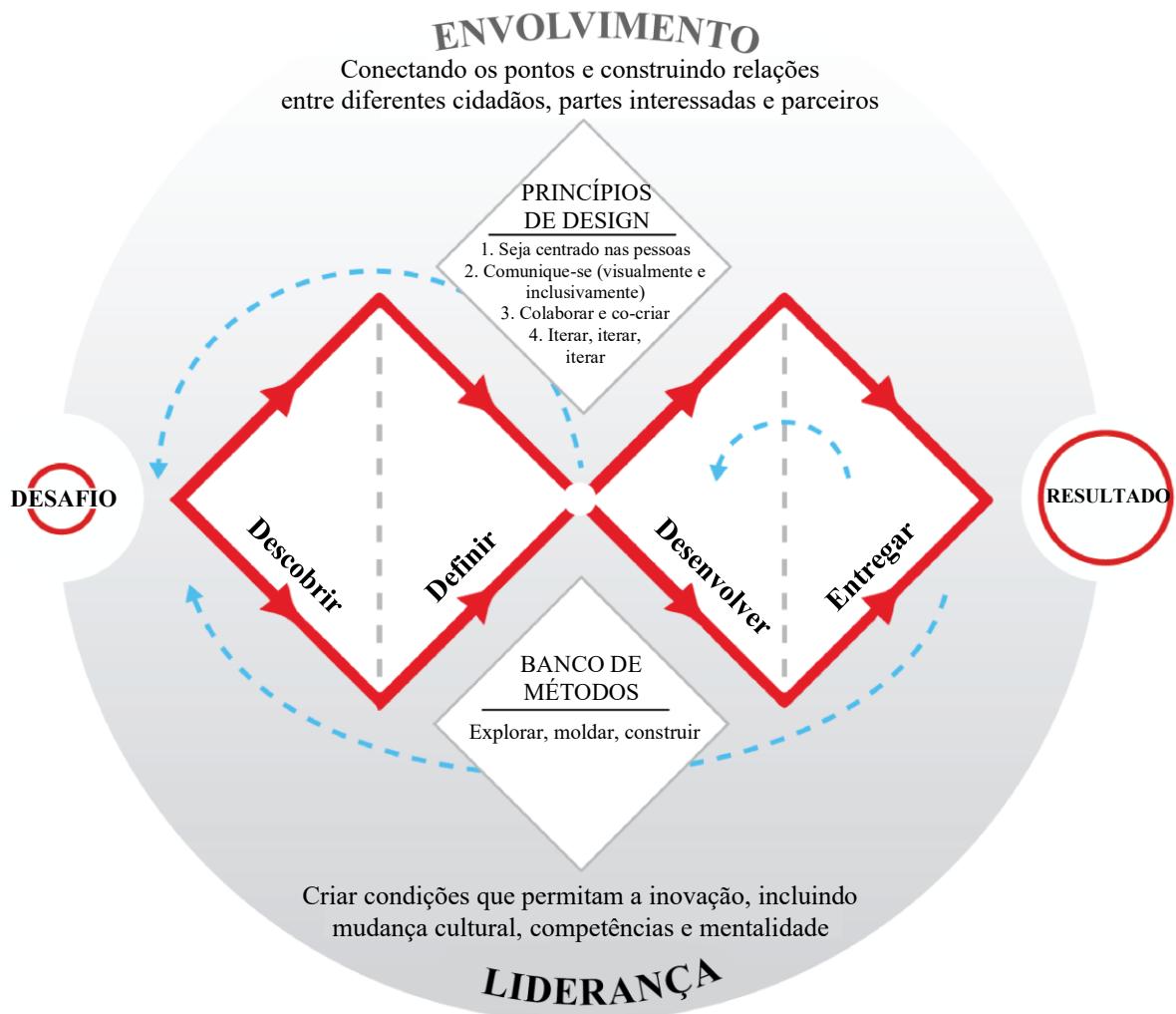
A função do projetista é resolver problemas (Brown, 2017; MakerBot®, 2021), o que torna a comunicação relevante, pois é necessário conversar com o sujeito que se está projetando para conhecer as necessidades e dificuldades para que assim o projeto seja direcionado visando a resolução do problema (MakerBot®, 2021). Brown (2017) faz a abordagem do compreender a fundo o ser humano, de adentrar no universo do usuário e cocriar soluções junto a ele e realizar a etapa de experimentação. A etapa *ASK* coloca o projetista no lugar do necessitado a fim de gerar empatia pelo problema do outro impulsionando a resolução de forma eficaz (MakerBot®, 2021).

O Processo de Desenvolvimento de Produto (PDP) envolve as etapas de projetar, construir, testar e otimizar, que ocorrem de maneira iterativa. Esse processo, estruturado conforme as etapas de desenvolvimento do produto, destaca a inter-relação entre as atividades, que, quando analisadas de forma sistêmica, auxiliam na compreensão, definição e gerenciamento de ações empresariais, promovendo a comunicação entre diferentes áreas (Rozenfeld *et al.*, 2006).

A abordagem do Design estratégico está relacionada a várias disciplinas que se interagem gerando troca de conhecimento, unindo áreas diferentes, porém dependentes para a inovação. O método aplicado é a associação de vários conhecimentos especializados de várias áreas visando a compreensão dos problemas reais, para que assim possa desenvolver produtos, serviços e experiências ao usuário de forma mais assertiva (Scaletsky; Costa; Bittencourt, 2016). Ainda em concordância com os autores o Design Estratégico propõe análises para entender melhor o problema do projeto e, se necessário, reconduzi-lo (Scaletsky; Costa; Bittencourt, 2016).

Um dos métodos aplicados na abordagem do *Design Thinking* é o *Double diamond* que parte de questionamentos mais profundos para realmente entender o problema, chamados de pensamentos divergentes, para assim seguir a etapa de ações focadas em resolver determinado problema, chamadas de pensamentos convergentes (Saad *et al.*, 2020; Design Council, 2021; Torres, 2024). A principal chave é o entendimento das camadas mais profundas do problema em vez de pressupor. O processo do método *Double diamond* consiste em reunir pessoas para explorar, reenquadrar, criar e catalisar (Design Council, 2021; Torres, 2024). O modelo proposto por Design Council (2021) consta em sua estrutura o *Double diamond* (pensamentos divergentes e convergentes), ciclos e estruturas iterativas (Fig. 2.29).

Figura 2.29 – Proposta do sistema *Double Diamond*, ciclos e estruturas iterativas



Fonte: Adaptado de Design Council (2021).

Os princípios do *Double diamond* é a colocação do ser humano como centro, e trabalha em duas etapas (dois diamantes). O primeiro faz referência a descobrir e definir de forma profunda o problema do usuário, entendendo as dores, expectativas, as necessidades e os comportamentos. Esse primeiro passo se baseia no pensamento divergente chamado de fase empatia. O segundo estágio (diamante 2) são os pensamentos convergentes, desenvolver e entregar, com foco na solução do problema. A essência do *Double diamond* é olhar para o problema sem a expectativa de ter a solução de forma imediata (Caulliraux *et al.*, 2020; Design Council, 2021; Mohamed; Zahran; Ryad, 2022).

2.5.2. Projeto Responsável Sustentável: ciclo de vida dos produtos

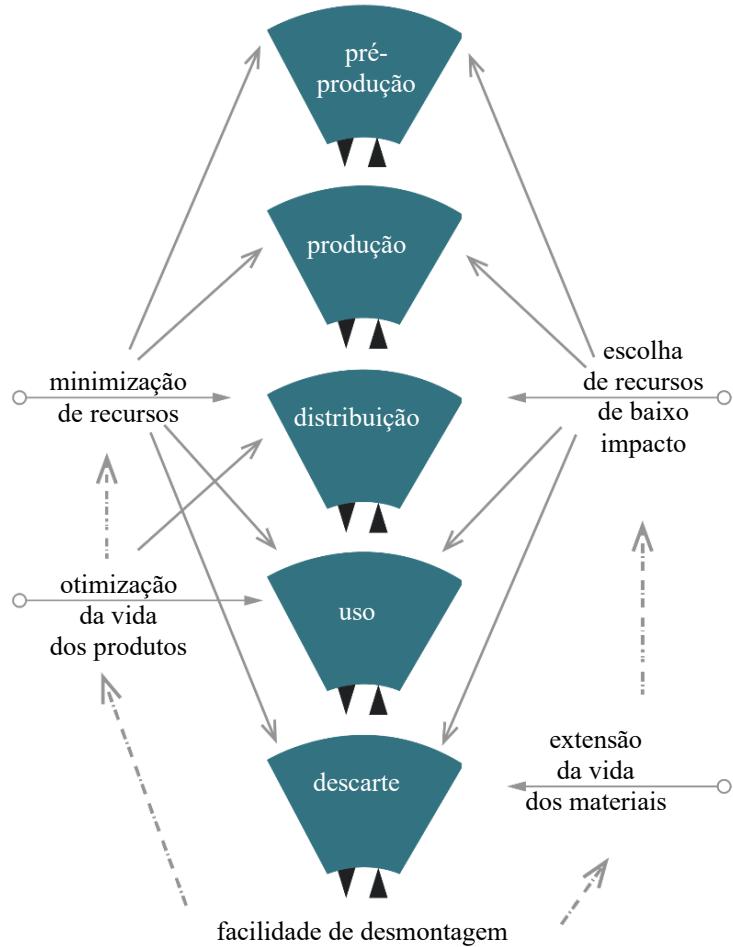
O principal desafio do contexto atual é reformular os processos de produção e consumo no projeto, promovendo a transição da "cultura de quantidade" para a "cultura de qualidade". De acordo com Manzini (1993), essa mudança deve ser socialmente aceita e ambientalmente sustentável. O conceito de "cultura de qualidade" está diretamente ligado à preservação ambiental, exigindo abordagens projetuais que priorizem o uso eficiente de recursos, a programação do consumo e a minimização do desperdício (Nunes, 2008). O projetar antevendo o impacto ambiental e a aplicação de estratégias para minimizar esses impactos impulsiona o processo criativo (Kazazian, 2005).

Os métodos sustentáveis utilizados nos processos de projeto, como a análise do ciclo de vida, precisam ser revisados e adaptados para incorporar as particularidades das novas manufaturas digitais. É fundamental que, desde a fase de concepção, o projetista considere o tipo de manufatura a ser empregado, levando em conta suas potencialidades e restrições (Diegel *et al.*, 2010).

O *Life Cycle Design (LCD)*, ou projeto do ciclo de vida do produto, envolve uma das principais atividades no desenvolvimento de produto, que é a organização do *LCD*, levando em consideração todas as suas fases e processos (desde a extração da matéria-prima até o descarte final) (Kazazian, 2005), realizando avaliações em relação às implicações ambientais e uso de estratégias para minimizar esses efeitos (Manzini; Vezzoli, 2008). O *LCD* é dividido em duas fases principais: (1) Biociclos, relacionados ao ciclo de vida de elementos naturais, que podem ser devolvidos ao meio ambiente por meio dos resíduos e sua degradação; e (2) Tecnociclos, que englobam os ciclos de produção, desde as etapas iniciais até o fim do ciclo de vida, sendo que o descarte desses produtos não permite a reabsorção devido aos materiais artificiais utilizados, desenvolvidos pelos seres humanos (Sampaio *et al.*, 2018).

Algumas propostas de estratégias projetuais aplicadas no *LCD* abordadas por Manzini e Vezzoli (2008) (Fig. 2.30) são: (1) minimização dos recursos (reduzindo o uso de materiais e energia); (2) Escolha por materiais e processos de fabricação de baixo impacto ambiental; (3) projeto de otimização da vida dos produtos, como também extensão da vida dos materiais usados; (4) projetar visando a facilidade de desmontagem do produto e peças que podem ser trocadas para estender o tempo de uso dos produtos. Visando um processo de produção sustentável, os resíduos devem ser reintegrados à linha de produção (Santos, 2018), passando por um processo de transformação dos resíduos em componentes para outro ciclo de produção (Sampaio *et al.*, 2018).

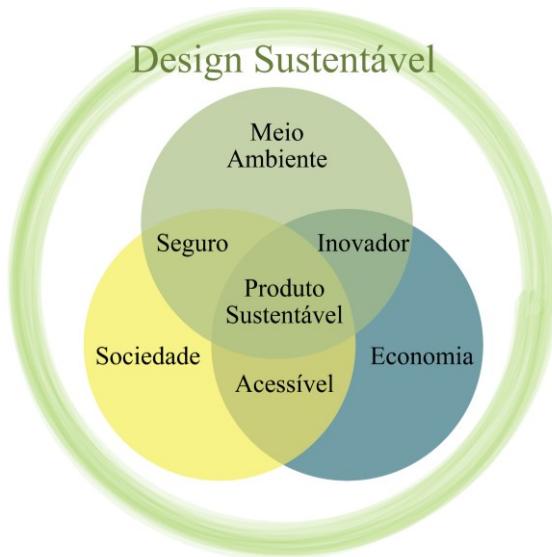
Figura 2.30 – Estratégias e fases do ciclo de vida dos produtos



Fonte: Adaptado de Manzini e Vezzoli (2008).

No contexto da sustentabilidade o papel dos projetistas é a contribuição com o desenvolvimento de oportunidades e soluções em relação aos problemas existentes e promover soluções para um cenário social, econômico e ambiental de forma equilibrada e propondo novas perspectivas (Manzini e Vezzoli, 2008). Esses três pilares: social, econômico e ambiental; é uma abordagem conhecida como *Triple Bottom Line (TBL)* (Fig. 2.31) (tripé da sustentabilidade, que é o equilíbrio entre as questões sociais, ambientais e econômicas, no desenvolvimento de produto, onde o produto sustentável fica na intersecção dessas três dimensões (Ljungberg, 2005; Santos, 2018). As diretrizes projetuais são direcionadas para esses três pilares (Santos, 2018).

Figura 2.31 – Metodologia do Design Sustentável com inclusão do *Triple Bottom Line* (TBL) ou tripé da sustentabilidade



Fonte: Adaptado de Santos (2018).

2.6. Sistema Produto-Serviço (SPS)

O Sistema Produto-Serviço (*Product Service Systems - PSS*) é definido por um modelo sistêmico que integra diferentes atores, produtos e serviços com o objetivo de satisfazer a demanda dos consumidores aplicando os princípios do *TBL* (Vezzoli *et al.*, 2018). O SPS fornece sistemas ecoeficientes em contextos industrializados oferecendo um valor a produtos intangíveis. O Design de sistemas deve desenvolver e incentivar inovação de interação e participação entre os atores determinados para a rede, ao mesmo tempo em que atende a uma demanda social, econômica e ambiental (Vezzoli *et al.*, 2018).

É destacado a busca pela necessidade de o projetista construir uma visão sistêmica, associando os auxílios tecnológicos como aliados aos processos de otimização e todos discorrendo em relação ao cenário industrial (Abrão, 2020). Não é necessário rotular a tecnologia como boa ou ruim; o essencial é compreender seus potenciais e desafios para, assim, construir pontes de colaboração entre diferentes áreas, processos e projetos.

A compreensão das capacidades e limitações dos processos de fabricação e maquinário orienta os projetistas a otimizar o uso dessas ferramentas, potencializando suas funcionalidades. Isso estabelece uma relação estreita entre os projetistas e os processos de produção, favorecendo a sinergia entre o projeto e a tecnologia disponível (Barbosa Neto *et al.*, 2014). E um dos

principais benefícios ambientais provenientes da MA é a possibilidade de redução de material (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019).

2.7. DfAM - Design for Additive Manufacturing

O desenvolvimento acelerado da MA e suas vantagens, como a customização e personalização de produtos; a redução de resíduos no processo e a capacidade de fabricar um produto completo em uma única etapa, têm recebido ampla notoriedade (Campbell *et al.*, 2011; Orquéra *et al.*, 2017; Sossou *et al.*, 2018; Prabhu *et al.*, 2020 a; Markforged®, 2022, Menezes, 2023). A MA permite que os projetistas optimizam a funcionalidade e o desempenho de seus projetos, adicionando complexidade com pouco ou nenhum custo adicional (Prabhu *et al.*, 2020 a). O alto potencial da geração de produtos com características complexas geométricas é umas das principais características da MA (Sossou *et al.*, 2018), produtos estes que não seriam facilmente fabricados pelas manufaturas convencionais subtrativas (Diegel; Nordin; Motte, 2019; Borgianni *et al.*, 2022). A MA removeu restrições relacionadas aos processos de manufatura convencionais que eram determinadas como barreiras para a criatividade (Sossou *et al.*, 2018; Markforged®, 2022), e está dominando vários setores industriais substituindo as tecnologias de manufatura convencionais (Schaechtl *et al.*, 2023). Na fabricação convencional, o valor atribuído ao produto está relacionado à complexidade de fabricação, e dependendo da complexidade é impossível fabricar em determinados processos, como exemplo estruturas reticuladas ou celulares (Borgianni *et al.*, 2022). No entanto, na MA, quanto mais complexa for a geometria (Fig. 2.32), mais adequada ela se torna para esse tipo de processo, sem resultar em acréscimos significativos no custo final.

Figura 2.32 – Exemplo de uma geometria complexa que é impossível de replicar na manufatura tradicional



Fonte: Diegel; Nordin; Motte (2019).

Contudo, esse método de fabricação também apresenta limitações, como a carência de qualificação para projetar especificamente para essa tecnologia, como a falta de ferramentas de design e diretrizes para explorar totalmente as possibilidades da MA (Weller; Kleer; Piller, 2015; Thompson *et al.*, 2016).

A evolução das técnicas resultou no desenvolvimento de abordagens e ferramentas destinadas a estruturar o conhecimento sobre *DfAM* (*Design for Additive Manufacturing* - Projeto para Manufatura Aditiva). No entanto, essas iniciativas geralmente não contemplam a formalização de diretrizes *DfAM* restritivas e oportunistas, dificultando sua integração nas ferramentas de projeto (Schaechtl *et al.*, 2023). Esses fatores têm impactado significativamente o processo de projeto, tornando-o imprevisível e instável (Prabhu *et al.*, 2020 a; Haruna e Jiang, 2022).

Uma das principais barreiras da progressão industrial da MA é o conhecimento fragmentado do *DfAM* (Orquéra *et al.*, 2017; Diegel; Nordin; Motte, 2019; Thomas- Seale *et al.*, 2023). O conhecimento e conscientização para o *DfAM* atingir seu potencial ainda são escassos (Schaechtl *et al.*, 2023). A deficiência detectada está associada ao conhecimento sobre como projetar para MA, considerando os requisitos de projeto, capacidades e limitações da MA, parâmetros e comportamentos (Haruna e Jiang, 2022). Para alcançar o *DfAM* aplicado de forma eficiente e inovadora é necessário a associação da liberdade criativa com as restrições e limitações inerentes do processo de fabricação (Prabhu *et al.*, 2020 c; Prabhu, 2022).

A MA possui limitações distintas em relação aos processos tradicionais de fabricação, o que exige a criação de novas ferramentas e diretrizes de projeto. As normas de projeto existentes não são adequadas para o contexto de *DfAM* de compósitos reforçados com fibras. Além disso, é fundamental desenvolver um fluxo de trabalho completo que integre o design e a fabricação de compósitos reforçados com fibras via MA (Wong; Altassan; Rosen, 2023).

Borgianni *et al.* (2022) afirmam que alcançar o potencial máximo da disciplina *DfAM* requer uma mudança significativa no paradigma do projetar, sendo uma evolução contínua acompanhando a evolução da tecnologia, associando as novas capacidades de geometrias, parâmetros, materiais e produções (Haruna e Jiang, 2022), incluindo métodos, diretrizes e softwares (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019). O *DfAM* busca alterar o pensamento enraizado gerado pelas experiências com as técnicas de fabricação convencionais, expandindo o campo do processo de projeto (Borgianni *et al.*, 2022).

O *DfAM* consiste em desenvolver produtos que utilizam o máximo da capacidade única da MA, respeitando suas restrições. Essa metodologia é mais um raciocínio inteligente nas decisões projetuais conscientes em vez de seguir apenas as regras de projeto (Diegel; Nordin; Motte, 2019).

A função dos projetistas é maximizar o potencial da MA por meio do Design oportunista para MA (*O-DfAM*), através do desenvolvimento de métodos, ferramentas e diretrizes que objetiva a exploração das vantagens da MA e mitigar suas limitações utilizando o Design restritivo para MA (*R-DfAM*) (Thompson *et al.*, 2016; Prabhu, 2022). O *R-DfAM* destaca as limitações exclusivas da tecnologia de MA e associa conhecimentos e estratégias restritivas específicas para aprimorar o projeto, evitando falhas, assegurando a qualidade do produto final e sua viabilidade de produção durante todo o ciclo de vida do produto (Prabhu *et al.*, 2020 a; Borgianni *et al.*, 2022).

A MA não remove todas as restrições de fabricação, ela apresenta um novo conjunto de restrições e considerações de projeto que os projetistas devem considerar em seu processo para usarem as tecnologias de forma eficaz (Diegel; Nordin; Motte, 2019). A MA entrega possibilidades para obter geometrias externas e principalmente internas jamais alcançadas por técnicas e processos tradicionais de conformação, fundição, usinagem e injeção (Diegel; Nordin; Motte, 2019).

O projetista deve considerar e articular criativamente uma série de restrições de natureza técnica, ética e funcional. Esse tema já foi abordado por Charles Eames em 1972, na entrevista *Design Q & A*, na qual, ao ser questionado sobre as restrições de projeto, destacou que a essência do processo projetual reside na capacidade do projetista de identificar e trabalhar dentro dessas limitações. Segundo Eames, tais restrições englobam fatores como preço, tamanho, processo de fabricação, resistência, equilíbrio, superfície e tempo, variando conforme as especificidades de cada projeto (Design Q & A, 1972).

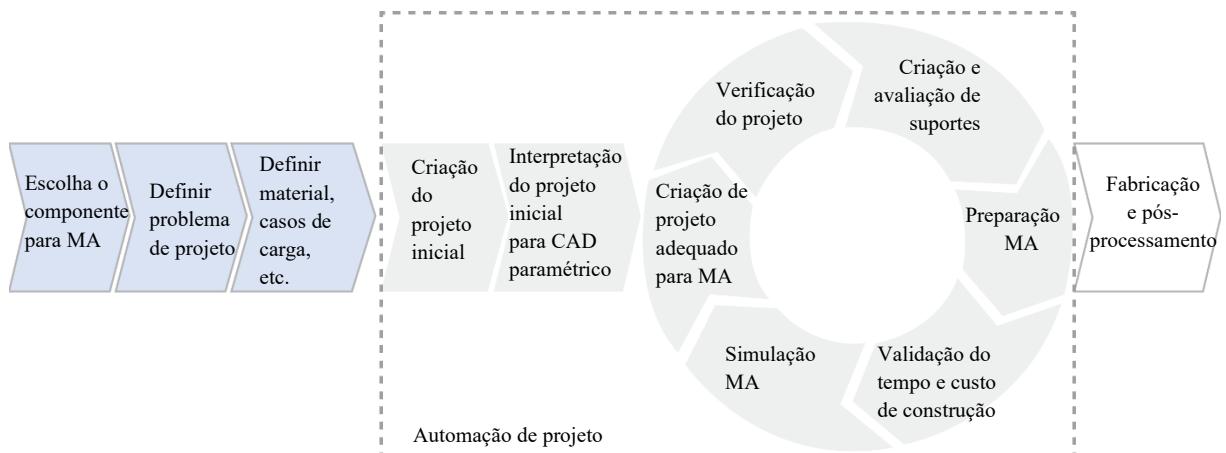
O processo de projeto é uma atividade fundamental no campo da engenharia, é um requisito essencial para a adoção das tecnologias de MA. Ele viabiliza a exploração das capacidades dessa tecnologia, aliada à criatividade no desenvolvimento de novos produtos (Borgianni *et al.*, 2022).

O processo de projeto ocorre por meio de interpretação de métodos de projeto existentes, abrangendo desde a do material até sua fabricação (Manzini & Vezzoli, 2008; Diegel *et al.*, 2010; Sampaio *et al.*, 2018; Wiberg; Persson; Ölvander, 2019). Wiberg; Persson; Ölvander (2019) propõem a subdivisão do *DfAM* em 3 etapas, sendo: (1) Projeto de sistema que se refere

na determinação de quais componentes podem ser fabricado via MA além de ponderar limites e especificações desses componentes; (2) Projeto de peça está relacionado às estratégias de como um projeto de uma única peça pode ser otimizada; e (3) Projeto de processo objetiva preparar os componentes a serem impressos e analisar a otimização do processo de fabricação de forma mais eficiente.

Wiberg; Persson; Ölvander (2019), propõem uma estrutura metodológica multidisciplinar automatizada que acelera o desenvolvimento de produtos. Essa estrutura (Fig. 2.33) é fundamentada no estudo de inúmeros autores que abordam sobre o *DfAM*. Neste processo são utilizadas as mesmas ferramentas e métodos de projeto já consolidados, porém de uma forma automatizada, onde o objetivo é automatizar as tarefas não criativas e preparar para otimização (minimizando custo, resíduos, massa do objeto produzido, e até minimizar as deformações e tensões durante o processo de fabricação) de um projeto multidisciplinar. Para tanto, é essencial a utilização de um modelo *CAD* parametrizado, que pode ser adaptado conforme as novas diretrizes vindas pelas ferramentas *CAE* no decorrer do processo.

Figura 2.33 – Proposta da estrutura de automação de projeto

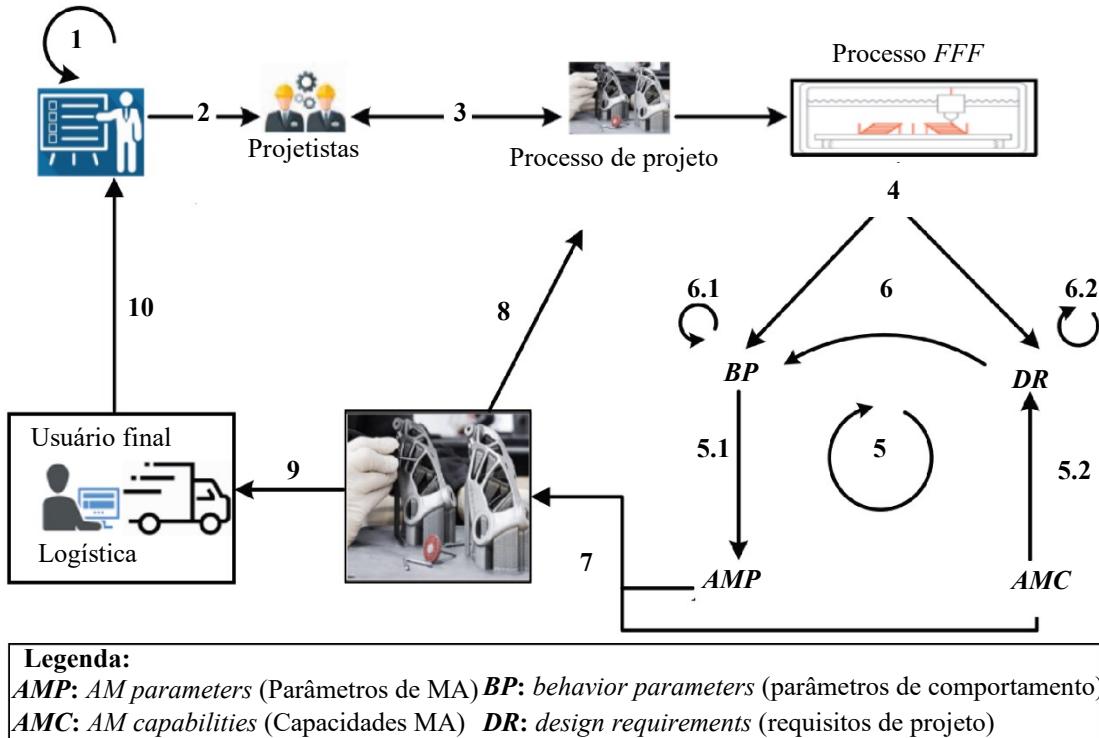


Fonte: Adaptado de Wiberg; Persson; Ölvander (2019).

Os métodos e ferramentas mais comuns do *DfAM* englobam a otimização de topologia, a redução de resíduos, o uso de estruturas de treliças, a personalização em massa e o projeto de multimaterial (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019). Segundo Haruna e Jiang (2022) propõem estratégias de projeto de forma estruturada para atingir o potencial do *DfAM* por meio de um plano de processo de projeto nomeado como *Fuzzy Bayesian Network (FBN)* (Fig. 2.34). Esse

processo é baseado na habilidade de analisar e interpretar um conjunto de informações podendo ser aplicado em diversas tarefas de projeto.

Figura 2.34 – Ilustração do processo geral de desenvolvimento do *DfAM*



Fonte: Adaptado de Haruna e Jiang (2022).

O objetivo é analisar os impactos da tecnologia de MA sob diferentes perspectivas, a fim de determinar sua viabilidade e adequação para a aplicação de estratégias que otimizem os resultados no processo de fabricação sem comprometer a funcionalidade pretendida do modelo de projeto atual (Haruna e Jiang, 2022). A metodologia proposta por Haruna e Jiang (2022) consta de 10 etapas, sendo: (1) Projeção do problema de projeto; (2) Problemas a serem resolvidos; (3) Síntese de comportamentos esperados para satisfazer problemas de projeto; (4) Como o *FFF* evoluiu através da análise de parâmetros de comportamento e requisitos de design; (5) Consideração de parâmetros MA e capacidades da MA, onde 5.1 e 5.2 são referentes a análise de capacidades da MA para satisfazer requisitos de projeto e parâmetros MA para satisfazer parâmetros de comportamento, respectivamente; (6) Reformulação, onde 6.1 é a reformulação do tipo 1 e 6.2 é a reformulação do tipo 2; (7) Surgimento de novos produtos MA; (8) *Feedback* de todo o projeto com base no resultado final; (9) O produto é levado ao mercado; (10) Problemas de projeto avançam com base nos *feedbacks* dos usuários finais.

Sossou *et al.* (2018) abordaram o *DfAM* com o objetivo de orientar a otimização e a fabricação de produtos funcionais eficientes por meio de um fluxo de abordagens de projeto

orientado para a MA, integrando as especificações da tecnologia no processo de projeto, considerando as restrições tecnológicas e suas possibilidades. O fluxo proposto pelos autores (Fig. 2.35) é dividido em três fases, sendo: Análise funcional, Estrutura do produto e Projeto de peças.

A Análise funcional é a fase de determinação da necessidade do produto e a determinação dos requisitos funcionais. Essa fase é subdividida em três etapas, sendo:

- Análise funcional externa: determinação das interações do produto com o meio externo que não fazem parte do produto em si;
- Refinamento da decomposição funcional: onde a decomposição da função principal do produto é subdividida em funções básicas; e
- Arquitetura do produto: o conceito gerado é decomposto e analisado em termos de relações entre as partes do produto e com as relações externas; e é realizado um mapeamento das funções básicas determinadas em cada componente do produto e se o fluxo está fluindo entre os componentes como função final proposta.

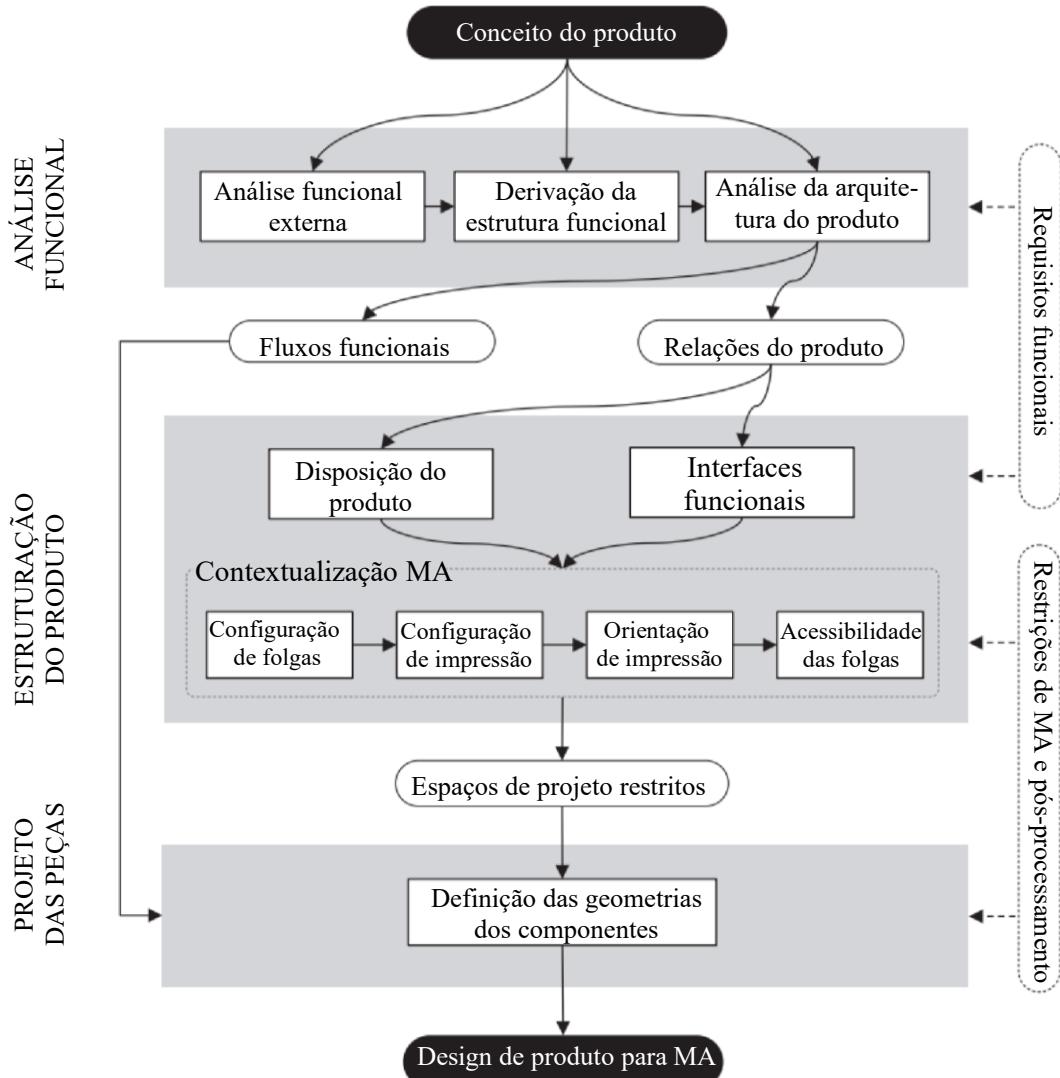
A definição das estruturas de controle dos componentes possui como objetivo manter a funcionalidade do produto considerando as restrições impostas pela MA. Esta etapa é ramificada em duas vertentes (Sossou *et al.*, 2018)

A primeira vertente é a Definição dos Espaços de Design, onde o projetista define volumes de projeto aproximados para cada componente identificado no gráfico de relacionamentos, posicionando-os de acordo com o conceito do produto. Componentes sem movimento relativo podem ser consolidados em uma única peça devido à capacidade da MA de criar formas complexas. No entanto, componentes sujeitos a desgaste (devem ser projetados visando substituição frequente), componentes removíveis (deve visar a facilidade para montagem e desmontagem), componentes terceirizados (considerar peças de fornecedores externos) ou componentes feitos de materiais incompatíveis com a MA (que podem demandar outras tecnologias de fabricação) que requerem volumes de projeto separados. Nesses casos, novas interfaces funcionais são criadas para garantir a conexão e funcionalidade no conjunto do produto (Sossou *et al.*, 2018)

A segunda vertente, por sua vez, é a Interfaces funcionais: nesta vertente são analisadas as relações de cada componente com os vizinhos e, possivelmente, com elementos externos, para definir e posicionar as interfaces funcionais adequadas (Sossou *et al.*, 2018). As restrições específicas da MA que devem ser incorporadas são: configurações de folgas; configurações de MA; orientação de deposição; e acessibilidade de folgas (Sossou *et al.*, 2018).

Em relação aos Espaços de Design Restritos, devem incluir acessos para folgas, considerando a remoção de suportes e as ferramentas disponíveis. Caso esses acessos resultem em cortes nas peças ou pós-processamento complexo, o projeto da junta deve ser ajustado. Em relação a Definição da Geometria dos Componentes, faz referência a aplicação de uma estratégia para projetar a geometria de forma minimalista que consiste em cinco etapas, sendo: (1) desenho da forma; (2) espessamento em volumes funcionais (onde as interfaces funcionais são transformadas em volumes físicos, com espessuras definidas pela resolução do processo MA); (3) definição dos caminhos, garantindo a conectividade do componente; (4) projeto das formas dos elementos de conexão; e (5) suavização dos cantos para evitar concentrações de tensão (Fig. 2.35) (Sossou *et al.*, 2018).

Figura 2.35 – Abordagem de projeto orientada para MA



Fonte: Sossou *et al.* (2018).

Ressalta-se que poucas regras quantitativas de *DfAM* podem ser aplicadas de forma universal nas diversas geometrias, materiais e processos. Muitos parâmetros de projeto são interdependentes uns dos outros e das condições específicas de impressão, o que dificulta a definição de valores precisos que sejam válidos em todos os casos (Diegel; Nordin; Motte, 2019). Algumas das diretrizes abordadas por diversos autores e que precisam ser adotadas para alcançar o *DfAM* são apresentadas a seguir.

- Usar a MA caso o projeto não consiga ser fabricado via outra manufatura, ressaltando que dependendo dos parâmetros determinados a impressão 3D pode ser um processo lento comparada com as demais tecnologias, o que gera um custo maior devido ao um tempo maior para produção (Diegel; Nordin; Motte, 2019).

Referente a impressão 3D, a altura da peça e as espessuras das camadas determinam quantas camadas serão necessárias, o que implica no tempo da impressão e na quantidade do material, que estão associados diretamente ao custo (Diegel; Nordin; Motte, 2019). Como:

- Projetar para processos de MA específicos (Diegel; Nordin; Motte, 2019), por exemplo, uma restrição imposta é a dimensão máxima de construção para cada máquina (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019).

É necessário considerar as regras de projeto para fabricar o projeto, definindo a técnica de manufatura, material a ser usado, tipo da máquina e suas configurações (Sossou *et al.*, 2018; Wiberg; Persson; Ölvander, 2019). Como:

- Definir requisitos e restrições para a peça a ser fabricada (Sossou *et al.*, 2018; Diegel; Nordin; Motte, 2019; Wiberg; Persson; Ölvander, 2019).
- Projetar modelos paramétricos para otimizar o redesenho do projeto inicial e gerar outras possibilidades de projeto (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019).

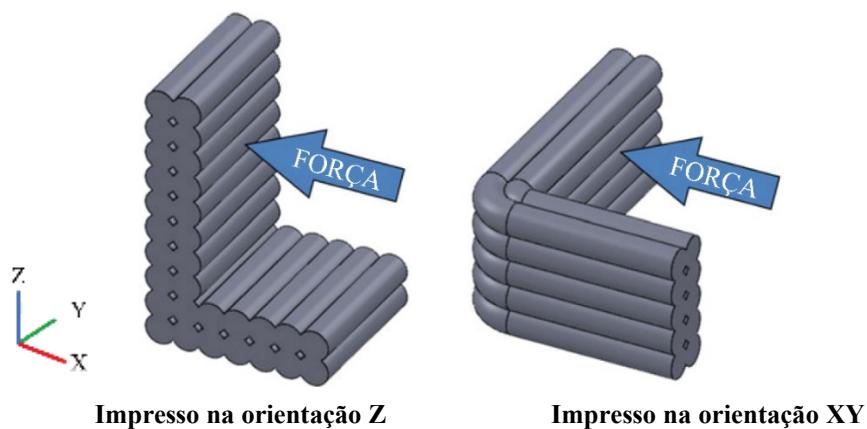
O Design paramétrico pode ser compreendido como uma ferramenta de personalização em massa, na qual o projeto é modificado com base em parâmetros ajustáveis. Essa abordagem é viabilizada pelo uso de softwares paramétricos e ações de parametrização dos projetistas, também conhecidos pelo termo "geometria associativa" (Nojimoto; Tramontano; Anelli, 2011; Barbosa Neto *et al.*, 2014). A cada alteração em um parâmetro, o modelo se regenera automaticamente para refletir o novo valor (Oosterhuis, 2005; Eltawee; Su, 2017). O modelo paramétrico representa a configuração de uma Meta Design que permite um projeto reconfigurável (Barbosa Neto *et al.*, 2014). Aliada a MA, com ênfase na impressão 3D, os softwares de modelagem paramétrica (programação diagramática com parâmetro variável) e as técnicas de medição tridimensional e computacionais, auxiliam a rápida personalização de

equipamentos médicos, como próteses e órteses, contribuindo para a otimização do processo (Barbosa Neto *et al.*, 2014). Assim dizendo, é possível realizar a modelagem de dispositivos médicos com características anatômicas únicas, diminuindo as possíveis complicações pós uso do modelo, além de visar como resultado uma melhor adaptação do dispositivo ao paciente. A estratégia sugerida é:

- Considerar já no início do processo de projeto a orientação da construção e os processos posteriores à fabricação (Sossou *et al.*, 2018).

A orientação da impressão afeta as propriedades do material, a quantidade de suportes necessários, a qualidade da superfície e a resistência final do componente (Sossou *et al.*, 2018; Markforged®, 2022). As áreas que requerem maior resistência devem ser posicionadas na orientação horizontal em relação as coordenadas X, Y e Z durante a impressão. Diferentes orientações da peça geram diferentes posições e quantidades de suporte (Diegel; Nordin; Motte, 2019). A Figura 2.36 apresenta como a direção da força interage com a orientação das camadas em peças fabricadas por impressão 3D, destacando a diferença entre a deposição na orientação Z (camadas na vertical) e na orientação XY (camadas no plano horizontal). A peça esquerda é considerada menos resistente na direção da força aplicada enquanto a peça direita é bem mais resistente devido a orientação da impressão (Diegel; Nordin; Motte, 2019).

Figura 2.36 – Representação esquemática da aplicação de força em peças impressas em 3D com diferentes orientações de deposição de camadas (Z e XY)



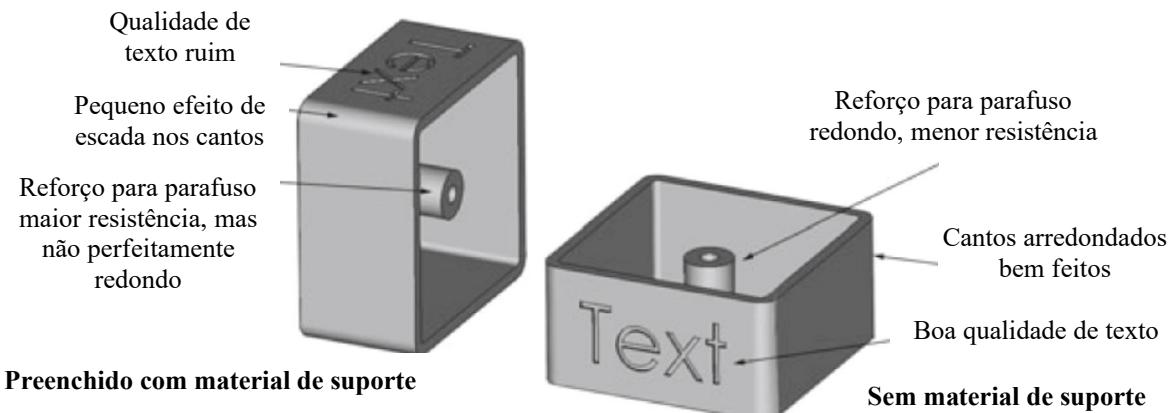
Fonte: Adaptado de Diegel; Nordin; Motte (2019).

Como diretrizes indicadas:

- Projetar visando minimizar o máximo de material, pois além do custo, geram tensão mecânica (Sossou *et al.*, 2018; Diegel; Nordin; Motte, 2019).

- Para impressões 3D de peças que contém furos é indicado a impressão na orientação vertical, pois quando impressos horizontalmente ocorre o “efeito degrau” no furo, o que os deixam de forma elíptica (Diegel; Nordin; Motte, 2019) (Fig. 2.37).

Figura 2.37 – Efeitos da impressão da peça em duas orientações diferentes



Fonte: Adaptado de Diegel; Nordin; Motte (2019).

Para a minimização de massa é recomendado o uso de preenchimento poroso, uso de treliças e preenchimento “favo de mel”. É indicado o uso da otimização de topologia (otimização mais comum utilizada (Orquéra *et al.*, 2017)) para tornar o produto mais leve (Orquéra *et al.*, 2017, Sossou *et al.*, 2018; Wiberg; Persson; Ölvander, 2019). Esse método reduz material que não será necessário ao projeto e que não implica na funcionalidade do produto (Diegel; Nordin; Motte, 2019; Borgianni *et al.*, 2022). Como:

- A determinação do suporte está associada a qualidade da peça impressa como também no custo final e no pós-processamento. É recomendado evitar suportes internos devido à dificuldade de sua retirada (Diegel; Nordin; Motte, 2019).

Como estratégia para reduzir o uso de suporte, pode ser adotado três medidas: (1) otimização no formato e do posicionamento de suporte; (2) otimização na direção da construção; e (3) alteração projetual para tornar o componente autossustentável (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019). Algumas dessas diretrizes são:

- Executar o projeto por meio de um software CAM para visualizar as áreas de geração de suporte. As áreas de suporte podem ser reduzidas ao alterar o ângulo da deposição. Deposições inferiores a 45° minimizam a quantidade de suporte no projeto (Diegel; Nordin; Motte, 2019).

- Projetar para minimizar o tempo de impressão otimizando as linhas de contorno e padrões de hachura. Quanto maior a área que terá que preencher, maior a distância que o extrusor terá que percorrer, implicando diretamente o tempo para a deposição de cada camada (Diegel; Nordin; Motte, 2019).
- Aplicar espessuras mínimas das paredes referentes às condições da máquina utilizada (Diegel; Nordin; Motte, 2019; Wiberg; Persson; Ölvander, 2019).
- Reduzir a peça para recursos que atendem a uma funcionalidade e definir como as peças serão unidas (Sossou *et al.*, 2018; Diegel; Nordin; Motte, 2019).
- Projetar visando a montagem dos componentes junto ao processo de impressão, fabricando em apenas uma peça inteira (Sossou *et al.*, 2018; Diegel; Nordin; Motte, 2019).

Visando reduzir a quantidade de peças do projeto, uma das estratégias é a consolidação das peças ou chamado de Projeto integrado (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019), onde várias peças simples se transformam em apenas uma peça mais complexa e mais eficiente. Isso reduz tempo e custo de montagem (Diegel; Nordin; Motte, 2019; Wiberg; Persson; Ölvander, 2019; Borgianni *et al.*, 2022). A MA viabiliza peças funcionais sem a necessidade de operação de montagem (Sossou *et al.*, 2018). Essas estratégias do *DfAM* consistem em redesenhar projetos para reduzir o número de peças e conexões, ou até mesmo permitir a MA de componentes já integrados em uma única etapa (Haruna e Jiang, 2022). Algumas diretrizes são:

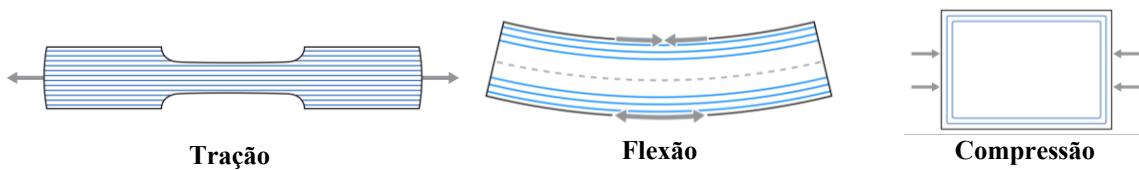
- Uso da vantagem da complexidade geométrica para tornar o produto único (Sossou *et al.*, 2018; Diegel; Nordin; Motte, 2019).
- Aproveitar a liberdade de projeto para projetar peças que não poderiam ser fabricadas via outras manufaturas (Sossou *et al.*, 2018; Diegel; Nordin; Motte, 2019).
- Sempre projetar primeiramente visando a função, e o material determinado em segundo plano. Os materiais devem ser escolhidos perante a funcionalidade do projeto e suas demandas das propriedades mecânicas (Orquéra *et al.*, 2017; Diegel; Nordin; Motte, 2019).
- Projetar visando a personalização em massa que é uma das principais características da MA e a fabricação sob demanda (possibilitada pela não necessidade de fabricação de ferramentas), fabricando apenas quando necessário (Diegel; Nordin; Motte, 2019).
- Associar as técnicas de MA ao desempenho funcional do produto e seu ciclo de vida de forma automatizada (Borgianni *et al.*, 2022).

- Visando a produção por demanda, uma outra estratégia é disponibilizar peças e componentes individuais para futuras trocas de uma peça e não do produto todo (Diegel; Nordin; Motte, 2019; Wiberg; Persson; Ölvander, 2019).
- Uso de softwares CAE para análise e verificação projetual, avaliando as propriedades estruturais (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019).

2.7.1. Fibras e orientações: DfAM para MA de DFPC

No contexto do *DfAM* utilizando extrusão de compósitos é necessário seguir diretrizes específicas de projeto para que se possa maximizar os benefícios ofertados pela MA. Conforme a Markforged® (2022), a principal estratégia consiste em compreender a função das fibras, responsáveis por suportar tensões, e em planejar a distribuição adequada das cargas entre elas (Fig. 2.38).

Figura 2.38 – Tipos de esforços em peças obtidas com extrusão de polímeros reforçados com fibras



Fonte: Markforged® (2022).

As fibras apresentam maior resistência quando submetidas à tração. Portanto, uma peça sujeita a cargas de tração deve ser projetada com as fibras alinhadas com o sentido de aplicação do esforço, de modo que sejam "esticadas" pela força aplicada, garantindo máxima resistência (Markforged®, 2022). Ao sujeitar uma viga a flexão (ou tensão de flexão), a face interna da curvatura é submetida à compressão, enquanto a face externa é submetida à tração. Para reforçar a viga de maneira mais eficiente, é recomendável posicionar materiais rígidos em suas extremidades, onde as tensões são mais significativas. Referente a compressão, a principal estratégia para lidar com as forças compressivas é garantir uma distribuição eficaz da força. As fibras devem atuar como um suporte estrutural que distribua a carga de maneira uniforme ao longo de seu trajeto (Markforged®, 2022).

O projeto inteligente e as estratégias visando reforço permitem a obtenção de uma maior resistência em vários eixos. Algumas estratégias de *DfAM* visando a aplicação de compósitos de matriz polimérica reforçada com fibras são: identificar no projeto as condições de carregamento, analisando onde terão as forças de tração, flexão e compressão; determinar as

direções que estão concentradas nas maiores cargas para definir a orientação da peça na mesa de impressão; alterar o ângulo da deposição entre as camadas para atingir resistência em diferentes orientações (Markforged®, 2022).

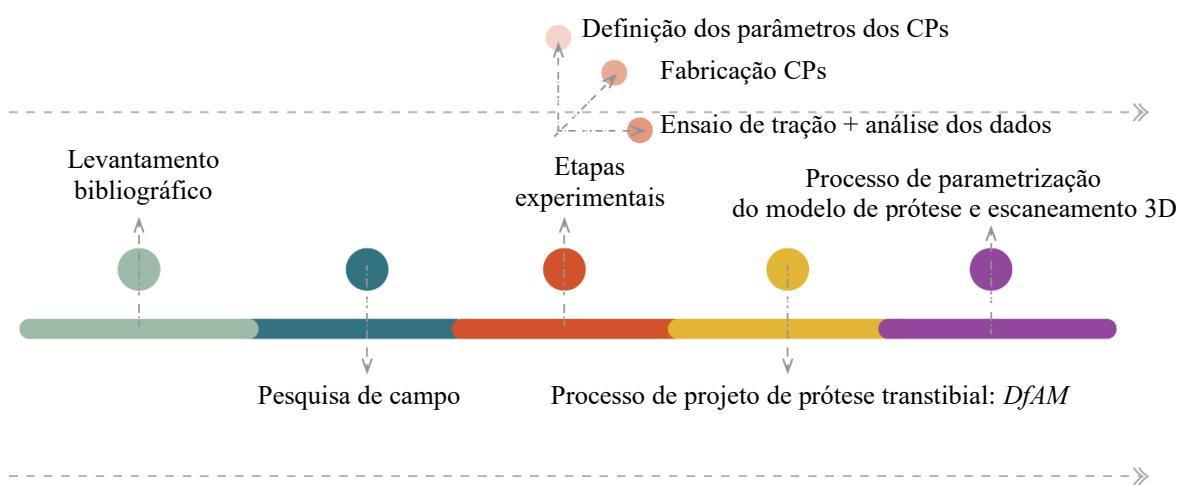
Além dessas estratégias, é fundamental considerar a anisotropia inerente ao processo de MA por *MEX*, especialmente ao se utilizar compósitos reforçados com fibras (Wiberg; Persson; Ölvander, 2019). A orientação das camadas e a direção da aplicação de carga influenciam diretamente no desempenho mecânico da peça, podendo resultar em variações significativas na resistência conforme a configuração adotada. Portanto, a integração entre *DfAM* e o conhecimento do comportamento anisotrópico dos materiais impressos é essencial para garantir componentes mais eficientes, seguros e otimizados para sua aplicação final (Sossou *et al.*, 2018; Diegel; Nordin; Motte, 2019).

CAPÍTULO III

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados de forma detalhada os procedimentos metodológicos empregados para o desenvolvimento desta pesquisa, com o intuito de atingir os objetivos previamente estabelecidos¹². Este capítulo está estruturado em tópicos que contemplam as principais etapas do trabalho: a Seção 3.1 apresenta o processo de levantamento bibliográfico realizado como fundamentação teórica; a Seção 3.2 aborda a pesquisa de campo voltada à análise do processo convencional de confecção de próteses transtibiais; a Seção 3.3 descreve o planejamento experimental, incluindo a caracterização e preparação dos corpos de prova, bem como os equipamentos e procedimentos utilizados nos ensaios de tração; a Seção 3.4 trata da aplicação de estratégias de DfAM no desenvolvimento do projeto do pé protético; a Seção 3.5 apresenta o processo de Design paramétrico com enfoque proposta modular e adaptativa; por fim, a Seção 3.6 explora a utilização de tecnologia de escaneamento 3D no processo de modelagem. Por meio de um fluxograma Figura 3.1, apresenta a sequência das etapas abordadas neste capítulo.

Figura 3.1 – Principais etapas relacionadas aos procedimentos experimentais desenvolvidos



Fonte: Elaboração própria.

¹² Este manuscrito foi revisado usando o ChatGPT (OpenAI, 2025) apenas para correções gramaticais e ortográficas. Todo o conteúdo intelectual é de responsabilidade dos autores. O conteúdo final foi revisado e validado pelos autores, assegurando a integridade acadêmica do texto.

3.1. Levantamento bibliográfico

O levantamento bibliográfico foi conduzido com o objetivo de embasar teoricamente a pesquisa e compreender o estado da arte relacionado à aplicação de materiais compósitos em MA, ao desenvolvimento de próteses transtibiais, e às metodologias de projeto voltadas para a fabricação digital, como o *DfAM* e o Design paramétrico. Para isso, foram consultadas bases de dados científicas reconhecidas, como *Scopus*, *Web of Science*, *Science Direct*, *Google Scholar* e periódicos especializados em engenharia biomédica, ciência dos materiais e design de produto.

Os critérios de seleção das publicações incluíram: atualidade (priorizando estudos dos últimos dez anos), relevância para os tópicos abordados na pesquisa e o rigor metodológico. Foram analisados artigos, dissertações, teses e normas técnicas, com especial atenção às publicações que discutem o desempenho mecânico de materiais poliméricos reforçados com fibras descontínuas, técnicas de impressão 3D (*FFF*), estratégias de orientação de impressão, além de aspectos ergonômicos e funcionais no projeto de próteses. Essa etapa permitiu a identificação de lacunas no conhecimento atual e subsidiou a definição das diretrizes metodológicas adotadas nos experimentos e no desenvolvimento do modelo protético proposto.

3.2. Pesquisa de campo

A pesquisa foi conduzida em um centro particular de fabricação de próteses da cidade de Uberlândia e na Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) com o objetivo de mapear os processos de fabricação convencionais de próteses, como também entender o funcionamento do processo de fabricação de próteses do SUS. Ressalta-se que a pesquisa identificou a existência apenas desses dois locais especializados na cidade.

Os dados coletados foram analisados por meio de uma análise qualitativa e categorização, considerando as etapas do processo de fabricação de próteses nos sistemas público e privado. A observação direta permitiu identificar diferenças e semelhanças nos seguintes aspectos: (1) Processo de manufatura: observação das etapas específicas de fabricação, como modelagem, produção e acabamento; (2) Materiais utilizados: identificação dos tipos de materiais empregados em cada sistema e as possíveis implicações em termos de custo, durabilidade e acessibilidade e (3) Equipamentos e tecnologias: comparação entre os equipamentos e tecnologias disponíveis no sistema público e no privado, analisando sua eficiência e impacto na qualidade do produto final. A análise foi realizada por meio de

observação sistemática direta, com registros fotográficos e anotações das informações qualitativas fornecidas e coletadas junto ao protesista.

3.3. Planejamento experimental

A etapa experimental objetivou determinar o comportamento mecânico à tração de acordo com a ASTM D638 (2022), intitulada como *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics* (Método de Ensaio Padrão para Propriedades de Tração de Plásticos) do compósito de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. A análise proposta foi realizada visando avaliar a resistência à tração em função da orientação da deposição e a orientação de construção dos corpos de prova impressos por MA, para que fosse possível um desenvolvimento otimizado do projeto do pé protético.

3.3.1. Obtenção e preparação dos corpos de prova

O projeto dos corpos de prova (CPs) foi desenvolvido utilizando o software Autodesk® Fusion 360®. A escolha por essa ferramenta deve-se à sua interface intuitiva, à facilidade de uso e ao acesso facilitado, uma vez que o software é disponibilizado gratuitamente para contas vinculadas a instituições de ensino superior.

Os CPs foram confeccionados a partir de filamento compósito de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono da empresa GTMax® com diâmetro de 1,75 mm, na cor preta, número de série 0427012071Z. Os CPs foram impressos na máquina Triclops de desenvolvimento e fabricação própria do Laboratório FEMEC Maker/UFU. As principais características da máquina são: modelo core XY, processo de extrusão de termoplástico (*MEX*) com filamentos de 1,75 mm de diâmetro, sistema *bowden* de extrusão, guias lineares em todos os eixos e dois fusos de esferas recirculantes no eixo Z para nivelamento automático da mesa, *hardware* BigtreeTech, *firmware* Marlin®, área de impressão 300 mm x 300 mm, altura máxima de impressão 300 mm, bocal de metal duro de 0,4 mm de diâmetro, *hotend all metal* de 2 mm de diâmetro interno, temperatura máxima de mesa de 120 °C, temperatura máxima de extrusão de 300 °C, câmara de impressão enclausurada e sem controle de temperatura. A configuração da impressora Triclops no software Cura® é apresentado na Figura 3.2.

Figura 3.2 – Configuração da impressora Triclops no software Cura®: Código G inicial e código G final

Printer		Extruder 1	
Printer Settings		Printhead Settings	
X (Width)	300.0 mm	X min	-20 mm
Y (Depth)	300.0 mm	Y min	-10 mm
Z (Height)	300.0 mm	X max	10 mm
Build plate shape	Rectangular	Y max	10 mm
Origin at center	<input type="checkbox"/>	Gantry Height	300.0 mm
Heated bed	<input checked="" type="checkbox"/>	Number of Extruders	1
Heated build volume	<input type="checkbox"/>	Apply Extruder offsets to GCode	<input checked="" type="checkbox"/>
G-code flavor	Marlin		
Start G code: ;M42 I P62 S255; LIGA FAN1 M207 Z0.4 M104 S150 M117 Aquecendo mesa M190 S{material_bed_temperature_layer_0} M117 Normalizar temperatura da mesa {30s} G4 30 M117 Referenciamento dos eixos XY e Z1-Z2 G0 F720 G34 M400 M117 Auto nivelamento G29 M400 ;Fundo da impressora ;M421 I3 J3 Q-O.2 ;M421 I2 J3 Q-O.2 ;M421 I1 J3 Q-O.15 ;M421 I1 J3 Q-O.1	;Frente da impressora ;M421 I0 J0 Q-O.15 ;M421 I3 J0 Q+O.15 ;Meio da impressora ;M421 I0 J2 Q-O.1 ;M421 I0 J1 Q-O.1 G1 X25 Y1 Z0.6 F3600; M117 Executa aquecimento final em {material_print} M109S{material_print_temperature_layer_0}; M117 M400 ; Procedimento de purga G92 E0 G1 E5.0 F400.0; PURGA G92 E0 G1 X100.0 E20 F900.0; PURGA M117 Imprimindo	End G code: ;M42 I P62 S225; LIGA FAN1 M106 S255 G92 E0 G1 E-4 F1200; Alivia pressao G0 X150 Y10 Z300 F800 M400 M18 M140 S0 M104 S100 M117 Aguardando resfriamento em Th < 100C M109 R100 M117 Desligando impressora M81	

Fonte: Elaboração própria.

Os parâmetros de MA fixos do processo de extrusão *MEX FFF* foram (Tabela 3.1): (a) temperatura de extrusão 220 °C, (b) diâmetro do bocal de 0,4 mm, (c) impressão de uma peça por vez, (d) preenchimento de 100 %, (e) padrão linear, (f) sem camadas de contorno, base e topo, (g) temperaturas da plataforma de construção de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), (h) altura de camada de 0,25 mm e (i) sem refrigeração forçada apenas na primeira camada. Os parâmetros variáveis foram: (a) orientação da deposição do padrão linear de 0°, 45° e 90° e (b) orientação de construção plana, lateral e vertical.

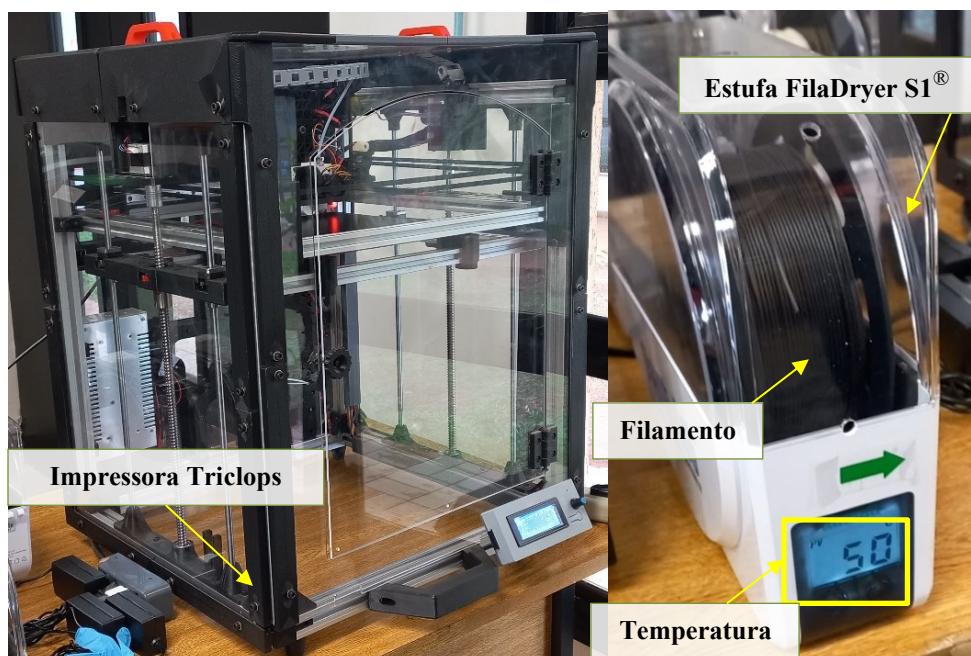
Tabela 3.1 – Relação de parâmetros fixos de deposição FFF para fabricação dos CPs

Parâmetro	Valor	Parâmetro	Valor
Temperatura de extrusão	200 °C	Temperatura da mesa	60 °C (1° camada) e 50 °C (demais camadas)
Diâmetro do bocal	0,4 mm	Refrigeração forçada	Sim (exceto 1°camada)
Espessura da camada	0,25 mm	Quantidade de peça impressa por vez	1
Preenchimento	Sólido (100 %)	Velocidade de impressão	50 mm/s
Padrão	Linear	Distância de retração	4,0 mm

Fonte: Elaboração própria.

Os parâmetros não variáveis foram determinados vide norma técnica ASTM D638. O objetivo de determinar parâmetros fixos é devido a necessidade de controle e padronização para garantir que os resultados sejam comparáveis, confiáveis e reproduzíveis. Esses parâmetros fixos são definidos para isolar o comportamento do material em si. O filamento foi previamente condicionado em um ciclo térmico com temperatura de $50\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ por 24 h, até a umidade relativa abaixo de 10 %, no interior de uma estufa da marca ZHUHAI SUNLU® modelo FilaDryer S1® específica de filamentos de MA em ambiente sem incidência de luz solar direta. O procedimento teve o intuito de retirar a umidade presente no filamento. O filamento foi mantido na estufa nas mesmas condições durante a impressão (Fig. 3.3).

Figura 3.3 – Foto da impressora Triclops e da estufa FilaDryer S1®



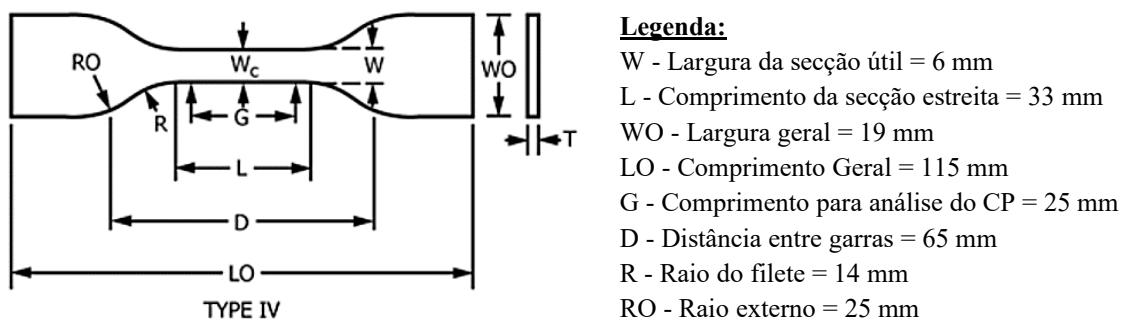
Fonte: Elaboração própria.

Considerando que não foi encontrado uma norma técnica específica voltada para ensaios de tração em materiais compósitos fabricados por MA (impressão 3D), optou-se por adotar a norma ASTM D638¹³ (2022) como referência para a realização dos ensaios. A norma ASTM D3039¹⁴, frequentemente utilizada para compósitos em geral, foi descartada neste contexto, uma vez que seu modelo de CP demanda o uso de suportes durante a impressão, o que pode comprometer a integridade superficial e a qualidade geométrica das amostras fabricadas por FFF.

Em contrapartida, a norma ASTM D638 apresenta um CP com espessura constante ao longo de toda a sua extensão, característica que favorece a fabricação direta na impressora 3D sem a necessidade de suportes adicionais. Essa geometria permite maior controle sobre a deposição do material e resulta em melhores condições para a avaliação do comportamento mecânico dos CP, assegurando maior repetibilidade e representatividade nos resultados obtidos.

As dimensões do corpo de prova estão em conformidade com o prescrito na norma ASTM D638 (2022), sendo o tipo IV determinado para a realização dos testes, geralmente utilizado para plásticos rígidos com uma espessura de 4 mm ou menos. Na Figura 3.4 a geometria do CP está ilustrada, bem como as dimensões necessárias para sua fabricação.

Figura 3.4 – Geometria e especificações do CP tipo IV de acordo com a norma ASTM D638 (2022)



Fonte: (Adaptado de ASTM D638, 2022).

Cada CP foi impresso individualmente e, após o resfriamento, foi codificado (data, horário do término da impressão, temperatura ambiente e tempo de impressão). Posteriormente, cada CP foi acondicionado em embalagem plástica transparente e colocado em um recipiente

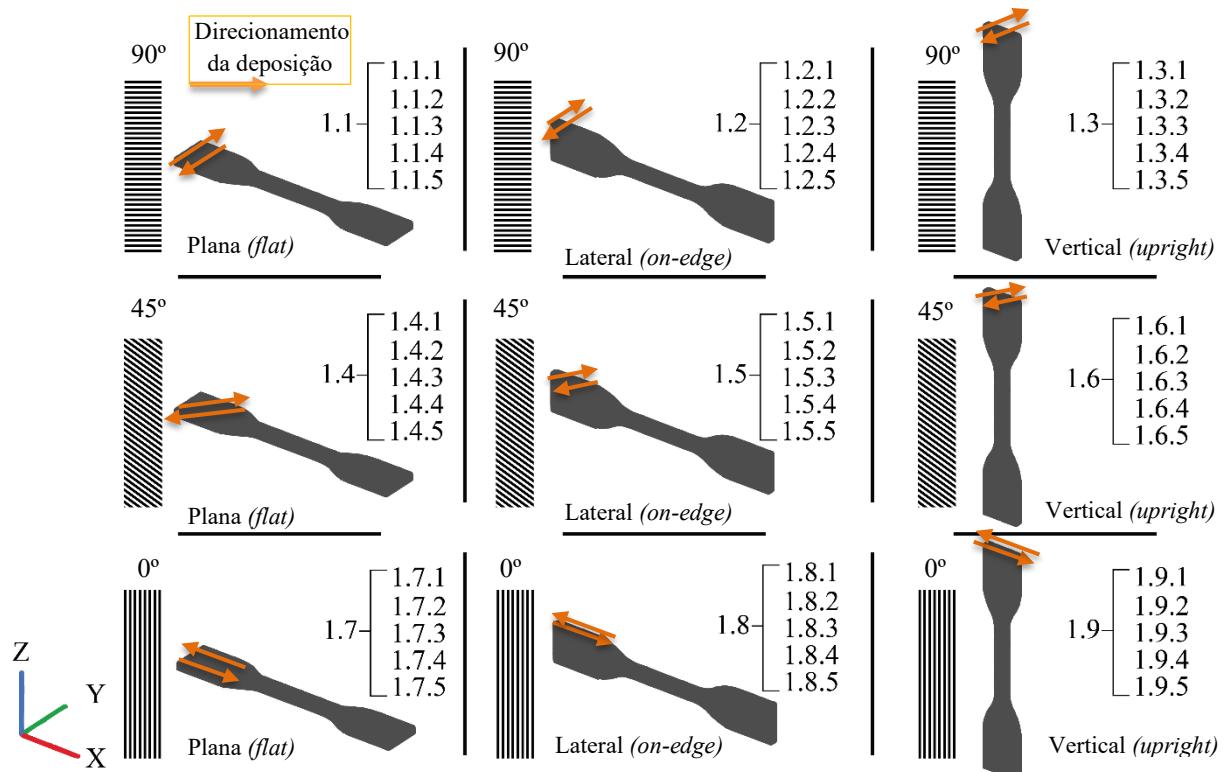
¹³ Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics - Método de teste padrão para propriedades de tração de plásticos

¹⁴ Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials - Método de teste padrão para propriedades de tração de materiais compósitos de matriz polimérica

hermeticamente fechado junto a um Termo-higrômetro da marca Gaqgee® e modelo FY-10 e recipiente poroso contendo 10 g de sílica de modo a controlar a umidade e a temperatura interna dentro do container, mantidas entre 10 % a 15 % de umidade. Todos os CP foram guardados dentro de recipiente plástico e armazenados dentro de uma caixa de cor preta para evitar incidência de luz ultravioleta (UV) e degradação prematura.

Foram preparados nove conjuntos experimentais, com cinco réplicas por conjunto conforme ASTM D638 (2022), perfazendo um total de 45 CPs. Os conjuntos experimentais foram identificados em um código em sequência numérica de 1.1.1 a 1.9.5. Na Figura 3.5 os CPs estão representados com as respectivas orientações de deposição e construção. As imagens da cada conjunto estão ampliadas e detalhadas quanto ao planejamento da deposição no Apêndice A.

Figura 3.5 – Relação de conjuntos experimentais com respectivas orientações de deposição e construção: setas na cor laranja representam o caminho da deposição no plano XY na vista superior da peça.



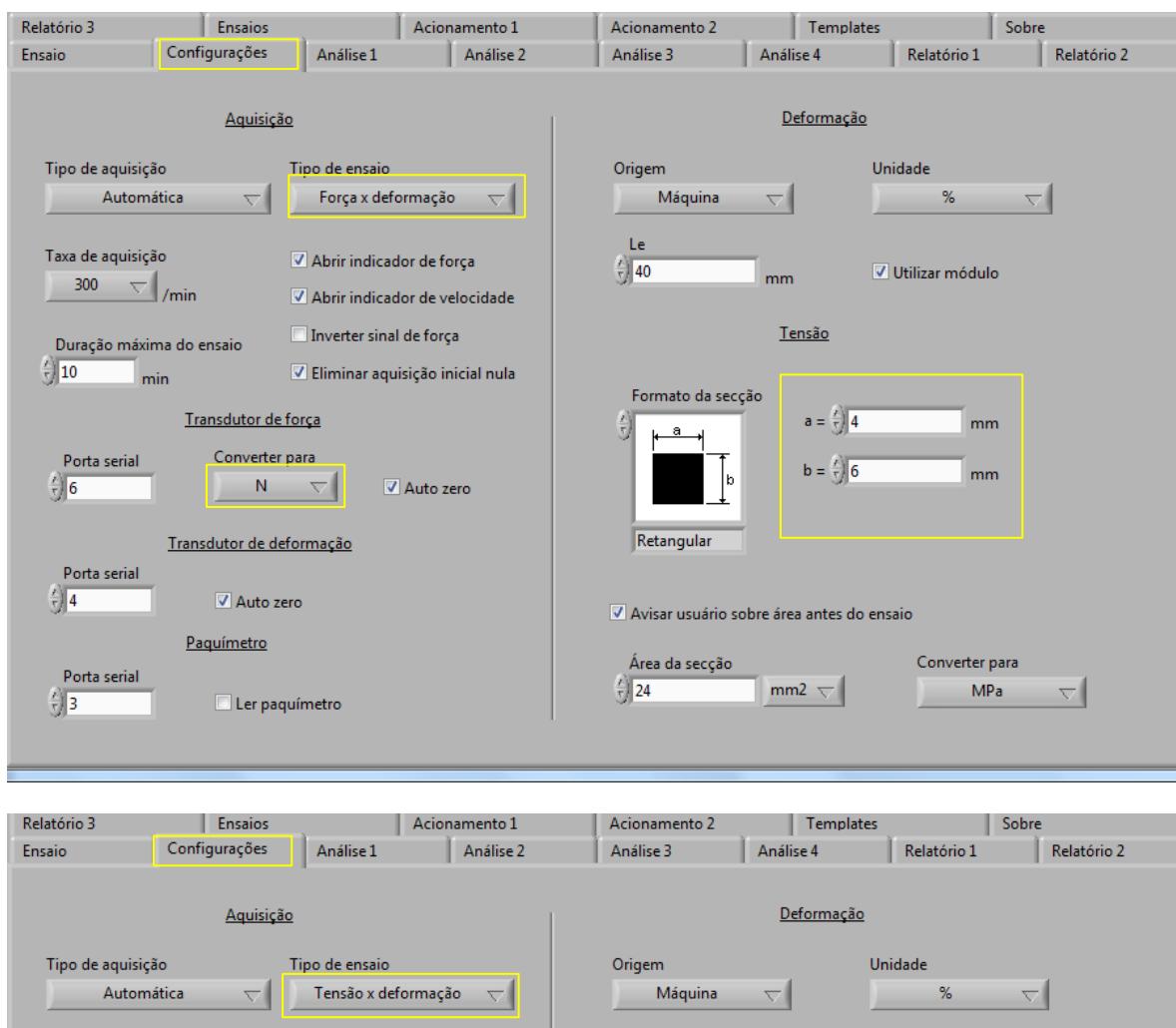
Fonte: Elaboração própria.

3.3.2. Ensaio de tração

Para o ensaio de tração foi utilizada a máquina Universal de Ensaios (MUE) do modelo BME-10® kN da fabricante Oswaldo Filizola® controlada pelo software DynaView®

Standard/Pro M e sistema de medição de deslocamento incorporado com resolução de 0,001 mm, célula de carga da marca Kratos modelo CKS 50 kgf e sensibilidade de 2,0 mV/V foram configurados na MUE do Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM/UFU). A configuração do software com as condições e parâmetros que foram utilizados no ensaio de tração estão apresentadas na Figura 3.6. Na aba de **Configurações** do software da máquina de ensaio, foram programados os modos de aquisição dos dados nas formas de Força × Deformação e Tensão × Deformação, com os valores de força expressos em Newtons (N). Inicialmente, a área da seção transversal foi inserida conforme os valores especificados pela norma adotada. No entanto, posteriormente, foram realizadas medições individuais da seção transversal de cada corpo de prova (CP), com o objetivo de obter dados mais precisos e representativos das dimensões reais das amostras, assegurando maior confiabilidade nos resultados de tensão calculada (Fig. 3.6).

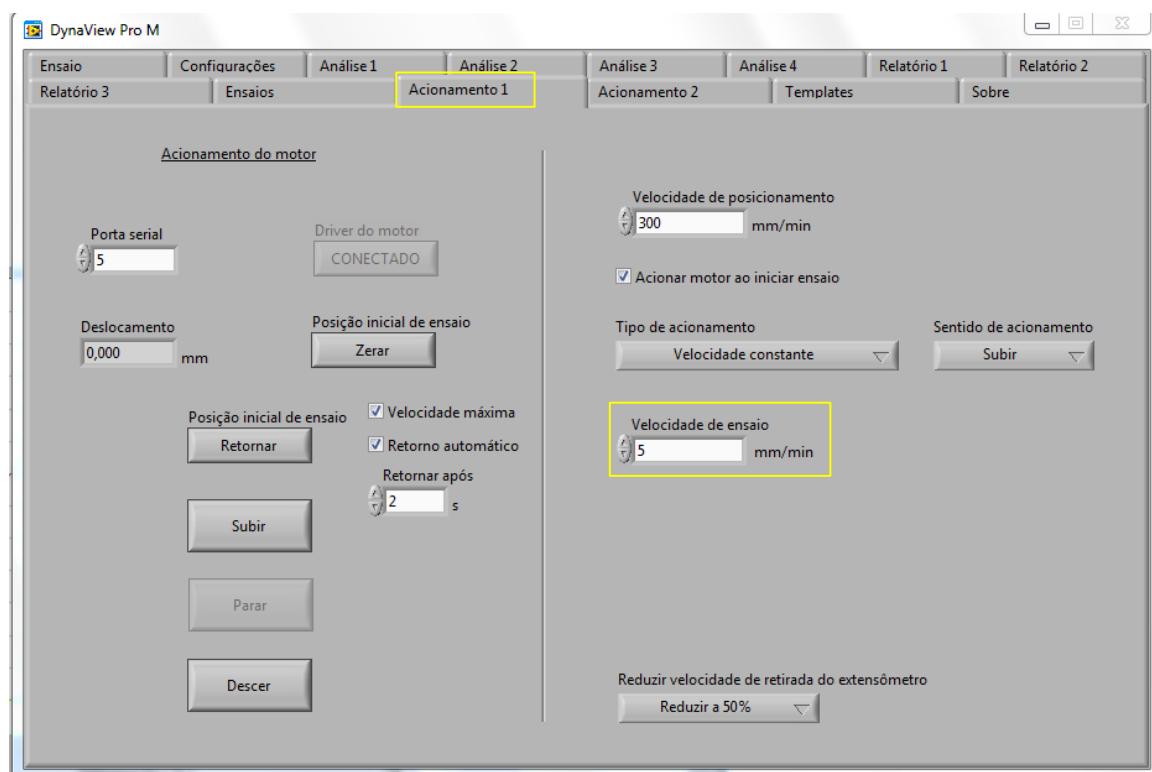
Figura 3.6 – Configuração do software DynaView®: aba configurações



Fonte: Elaboração própria.

Na aba denominada "**Acionamento 1**", foi configurada a porta serial responsável pela comunicação entre o software e a máquina de ensaio. Além disso, foi programada a velocidade de ensaio em 5 mm/min, conforme os parâmetros estabelecidos para garantir a realização do teste de tração de forma controlada e em conformidade com as recomendações da norma adotada (Fig. 3.7).

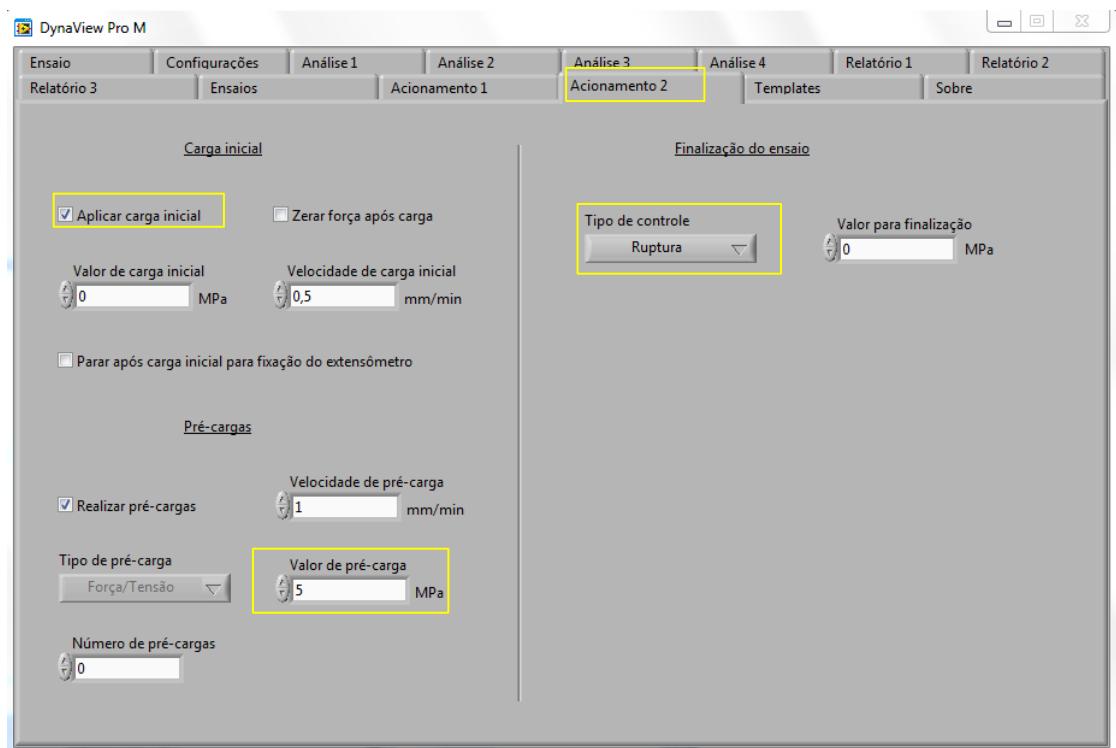
Figura 3.7 – Configuração do software DynaView®: aba acionamento 1



Fonte: Elaboração própria.

Na aba denominada "**Acionamento 2**", foi configurada a aplicação da pré-carga inicial de 5 MPa, conforme especificado na norma adotada. Nessa mesma etapa, também foi definido o tipo de controle de ruptura, de modo que o sistema reconhecesse automaticamente a falha do corpo de prova e encerrasse o ensaio ao atingir a ruptura completa da amostra (Fig. 3.8).

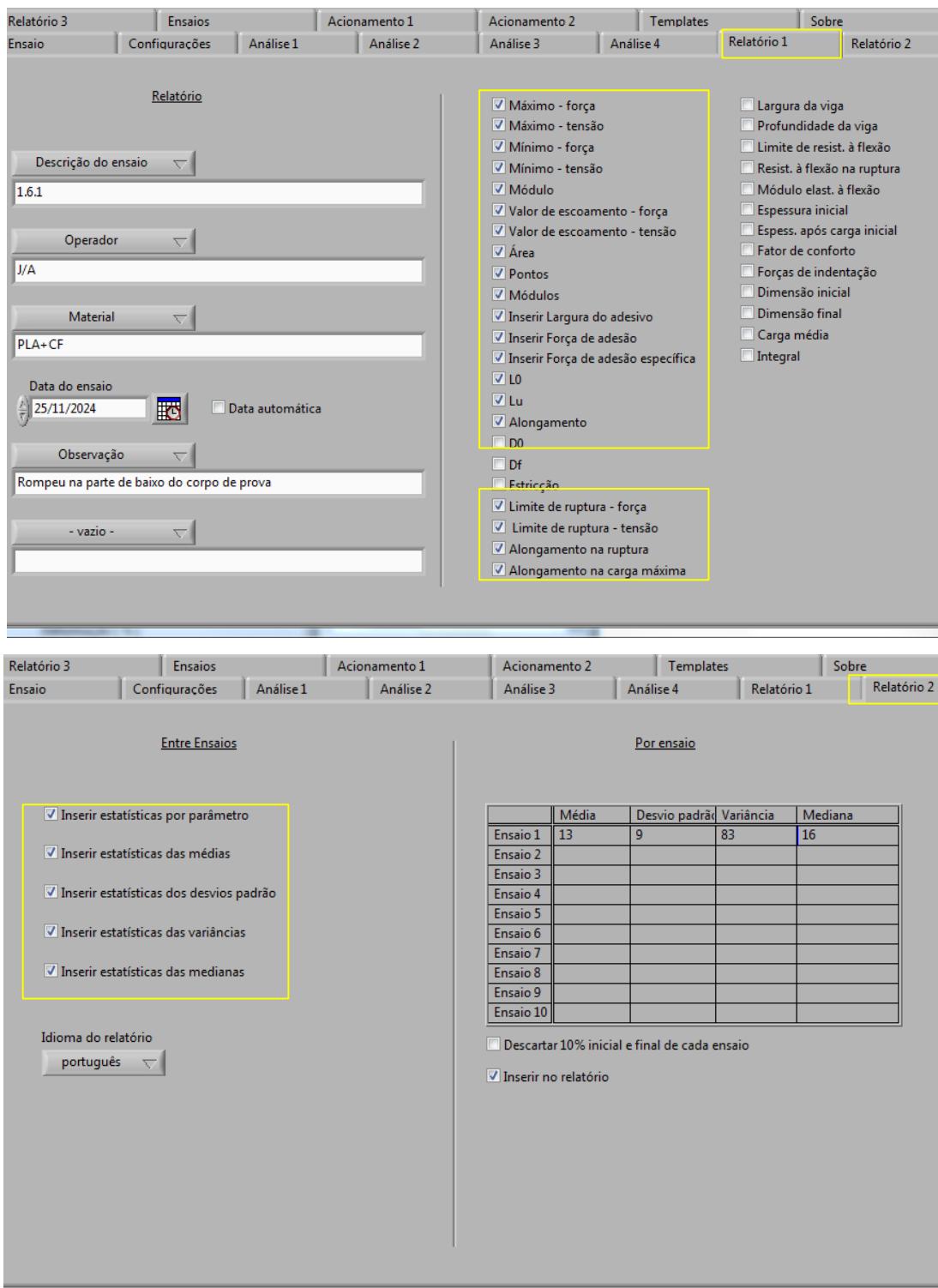
Figura 3.8 – Configuração do software DynaView®: aba acionamento 2



Fonte: Elaboração própria.

Na aba denominada "**Relatório 1**", foram selecionadas todas as variáveis relevantes para compor o relatório final gerado pelo software. Entre os parâmetros incluídos, destacam-se: valor de escoamento (força e tensão), área da seção transversal, limite de ruptura (força e tensão), alongamento na ruptura e alongamento na carga máxima, força de adesão, forças máxima e mínima, tensões máxima e mínima, além do módulo de elasticidade. Na aba "**Relatório 2**" foram listados os itens relacionados a inserção de elementos no relatório como estatística por parâmetro, estatísticas das médias, estatísticas dos desvios padrões, estatísticas das variâncias e estatísticas das medianas. Esses dados foram organizados conforme ilustrado na Figura 3.9.

Figura 3.9 – Configuração do software DynaView®: aba relatório 1 e relatório 2

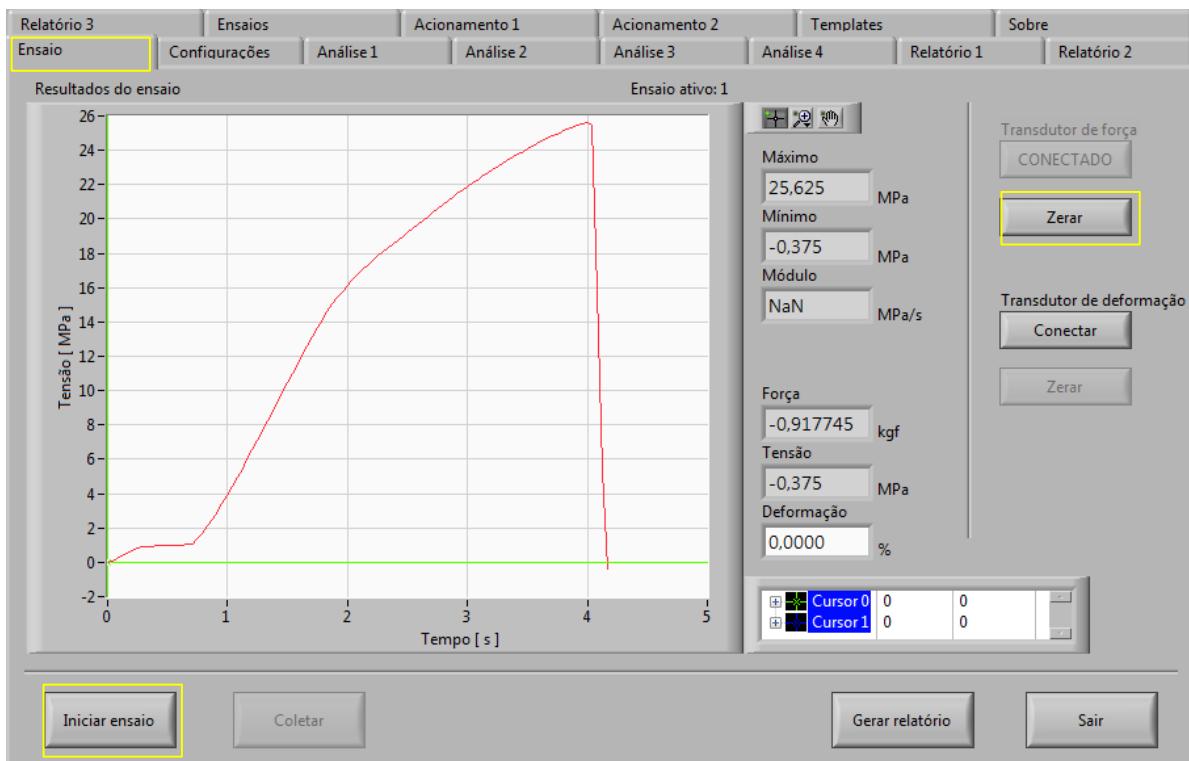


Fonte: Elaboração própria.

Por fim, a aba "Ensaios" corresponde à execução propriamente dita do teste de tração. Nessa etapa, foi necessário realizar ajuste do zero da força. Em seguida, procedeu-se com o

início do ensaio, conforme os parâmetros previamente configurados. Após a conclusão do teste, o sistema gerou automaticamente o relatório técnico, contendo todos os dados e gráficos obtidos durante a análise (Fig. 3.10).

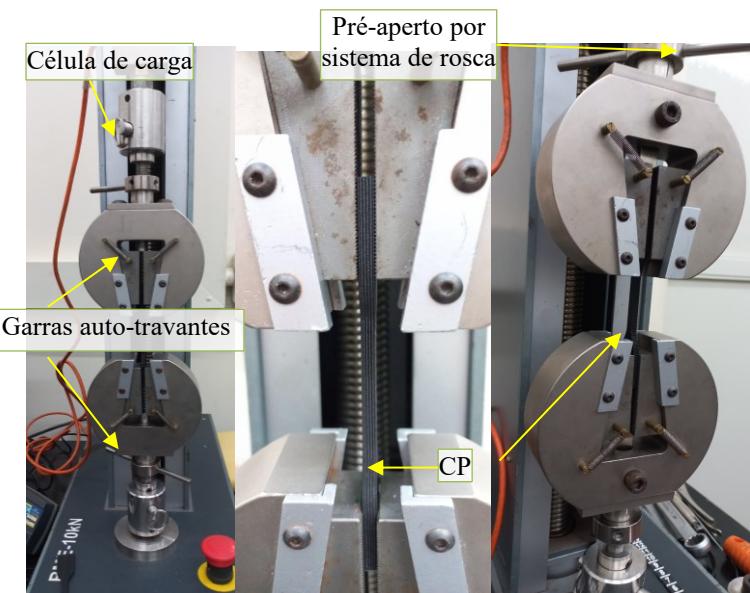
Figura 3.10 – Configuração do software DynaView®: aba ensaio



Fonte: Elaboração própria.

Em relação a Máquina Universal de Ensaios (MUE) o CP foi posicionado e fixado nas garras e ajustado utilizando pontos de referência tanto na garra quanto na máquina, de maneira a garantir que ficasse o mais vertical possível, alinhado com a direção de aplicação do carregamento, para garantir que a amostra ficasse firmemente presa e alinhada verticalmente, evitando desvios durante o teste. O critério de falha foi configurado para que o ensaio procedesse até a ruptura do CP, quando então o movimento era cessado (Fig. 3.11). Esse procedimento foi realizado com os 45 CP. Após a realização dos ensaios os dados de força e alongamento, os dados foram extraídos e tratados usando a ferramenta Microsoft Excel®.

Figura 3.11 – Máquina Universal de Ensaios (MUE): garras de fixação do CP



Fonte: Elaboração própria.

Os CPs foram medidos com um micrômetro externo analógico, da marca PANTEC®, do modelo Arco Cromado, com capacidade de 0 mm a 25 mm, exatidão $\pm 0,002$ mm e resolução de 0,001 mm, em conformidade com a norma ABNT NBR ISO 3611:2012 – Instrumentos de medição de dimensões lineares – Micrômetros para medições externas – Requisitos e métodos de ensaio. Para cada corpo de prova, foram realizadas cinco medições ao longo do comprimento da seção útil garantindo a representatividade das dimensões medidas e a minimização de erros experimentais. Com as medições realizadas, foi determinada a área média da seção transversal de cada corpo de prova representados na tabela 3.2.

Tabela 3.2 – a) Área média da seção transversal de cada corpo de prova, b) micrômetro externo, da marca PANTEC®, com capacidade de 0 mm - 25 mm e resolução de 0,001 mm

a) Corpos de prova	Área média [mm ²]
1.1 - (Plana, 90°)	$25,380 \pm 0,284$
1.2 - (Lateral, 90°)	$27,773 \pm 0,160$
1.3 - (Vertical, 90°)	$24,139 \pm 0,446$
1.4 - (Plana, 45°)	$25,050 \pm 0,218$
1.5 - (Lateral, 45°)	$27,492 \pm 0,191$
1.6 - (Vertical, 45°)	$25,575 \pm 0,102$
1.7 - (Plana, 0°)	$26,992 \pm 0,097$
1.8 - (Lateral, 0°)	$24,372 \pm 1,046$
1.9 - (Vertical, 0°)	$23,116 \pm 1,043$



Fonte: Elaboração própria.

Gráficos relacionando a força aplicada e o alongamento foram elaborados, bem como o Limite de Resistência à Tração (LR) e a Deformação percentual (ε) foram calculados, em MPa e porcentagem, respectivamente.

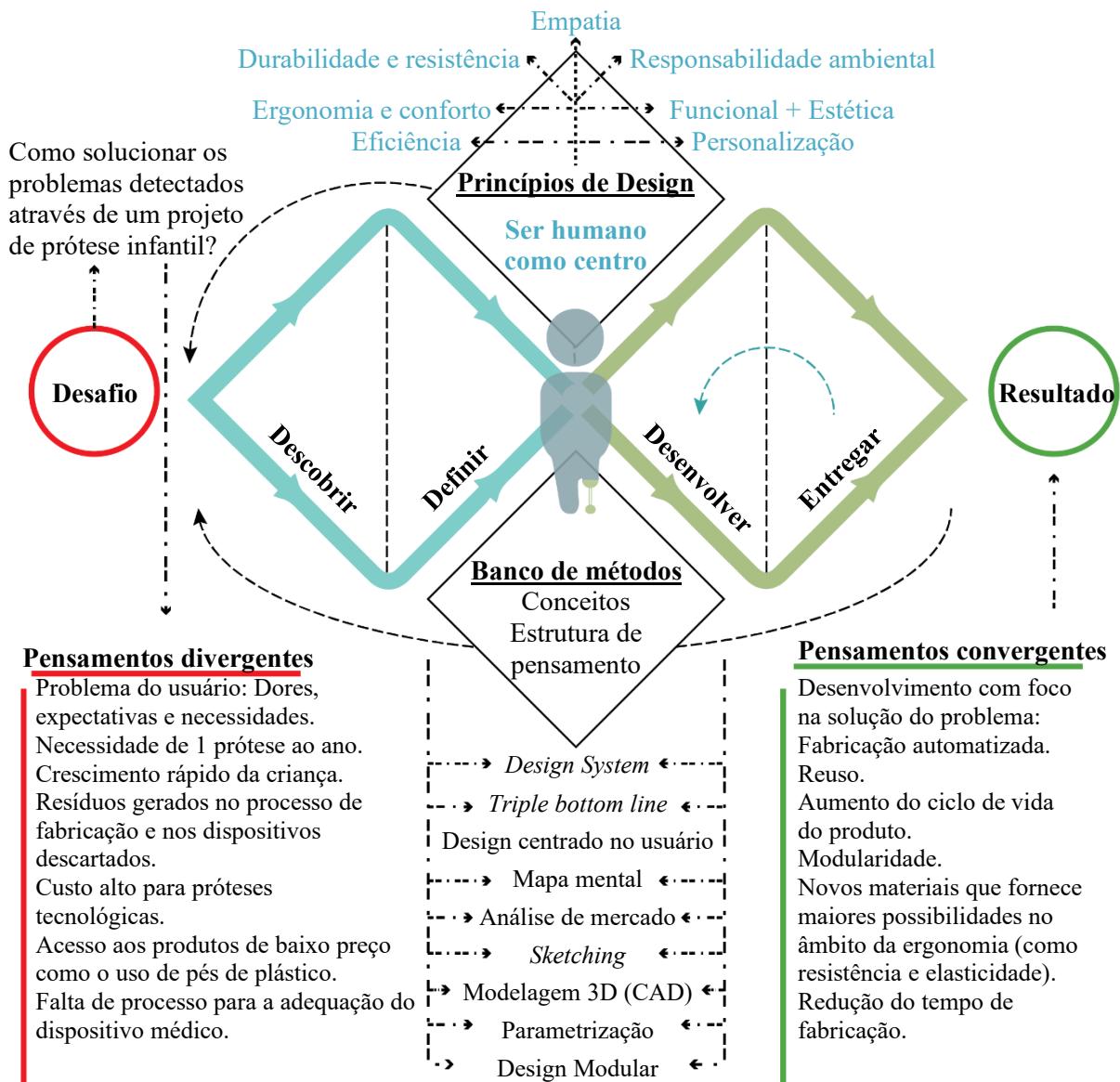
3.4. DfAM aplicado no processo de projeto do pé protético

Esta etapa consistiu na aplicação de dados obtidos no levantamento bibliográfico e aplicação referente às metodologias e métodos de projeto junto da abordagem *DfAM* no processo de desenvolvimento de projeto de uma prótese transtibial infantil com ênfase no pé protético. A análise do projeto piloto foi baseada nos conceitos fundamentados de *DfAM* junto aos resultados obtidos na etapa dos ensaios mecânicos do compósito de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono visando avaliar a orientação da deposição e a orientação de construção. Ademais, como resultado foi apresentado soluções projetuais e novas diretrizes para *DfAM*. Foi utilizado o software FUSION 360®, uso da versão educacional para a modelagem CAD do projeto de prótese transtibial proposto, para a parametrização do modelo foi utilizado o software RhinoCeros® versão teste 90 dias junto ao *plug-in* Grasshopper®, e para o processo de análise CAM foi utilizado o software Cura 5.8.0 da empresa Ultimaker®.

3.4.1. Metodologia de projeto

Após a realização do estudo de campo e das análises correspondentes, foi identificada uma lacuna nos processos de fabricação de próteses infantis, particularmente no que se refere à necessidade de atender ao rápido crescimento das crianças. Esse fator implica em uma elevada demanda por modelos de próteses capazes de acompanhar as mudanças decorrentes do desenvolvimento infantil. Destaca-se que as questões analisadas foram fundamentadas em observações sistemáticas realizadas durante a visita de campo, em substituição a entrevistas formais com os participantes, uma vez que estas demandariam a prévia autorização do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), etapa prevista para o desenvolvimento futuro do estudo. A metodologia de processo de projeto definida para esta pesquisa foi a aplicação da Metodologia *Double diamond* com algumas adaptações na estrutura, como associação de métodos, conceitos e estrutura de pensamentos sistêmicos utilizados no processo de projeto. O processo está representado na Figura 3.12:

Figura 3.12 – Metodologia de projeto da pesquisa baseada no *Double Diamond*



Fonte: Adaptado de Design Council (2021).

A metodologia aplicada parte da definição do desafio com o ser humano no centro de todo o processo. A empatia e a busca pelo real problema foram a principal base da metodologia. Através dos pensamentos divergentes que busca mapear os problemas do usuário, as dores, as expectativas e as necessidades foram identificados os pontos: necessidade de uma prótese ao ano; crescimento rápido da criança; resíduos gerados no processo de fabricação como também na etapa de descarte dos dispositivos médicos; alto custo para aquisição de próteses tecnológicas; a maioria dos usuários do SUS possuem acesso aos produtos de baixo preço como os pés de plástico (Polietileno (*Polyethylene* – PE), Polipropileno (*Polypropylene* – PP) e Poly

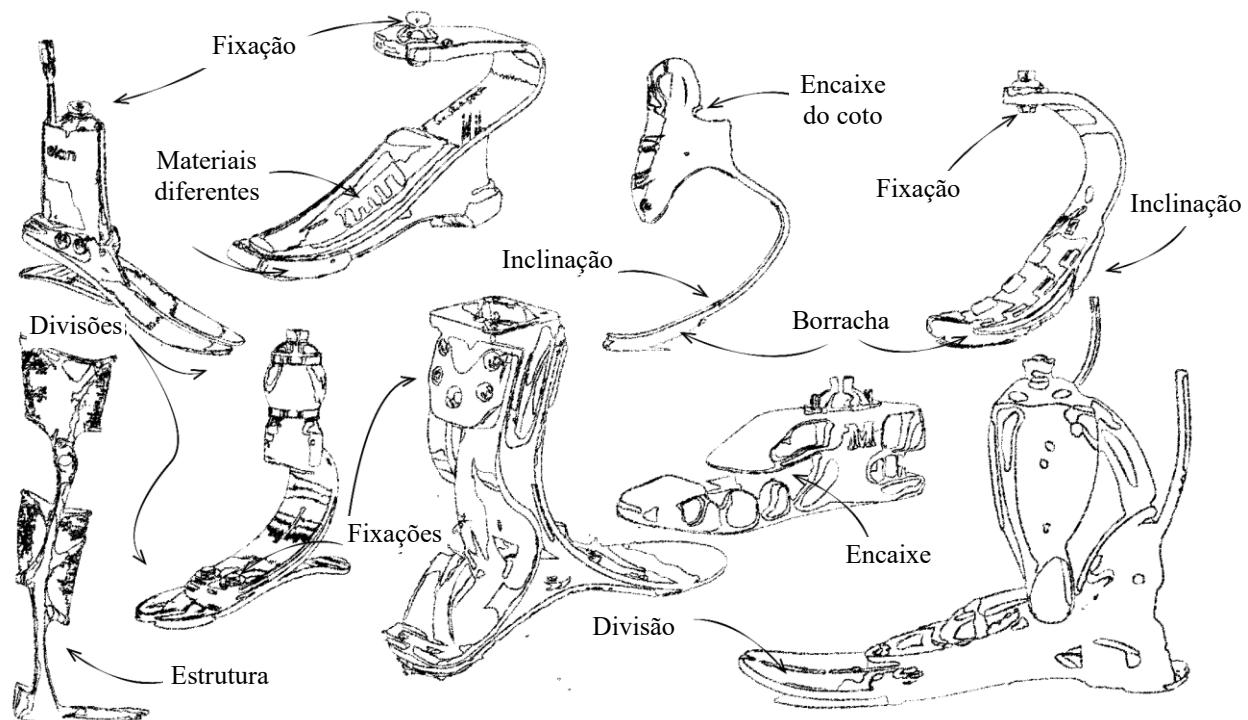
(*vinyl chloride*) - PVC); e a falta de processo para a adequação do dispositivo médico do paciente. O desafio foi transformado em uma pergunta e respondida com o resultado do projeto final. A pergunta foi: “Como solucionar os problemas detectados durante a visita de campo através de um projeto de prótese infantil?”. O processo de projeto foi baseado nos princípios básicos do Design como apresentado na Figura 3.12, sendo: empatia; responsabilidade ambiental; durabilidade e resistência; projeto funcional associado a estética e personalização; eficiência e aplicações de estratégias ergonômicas e conforto no projeto proposto.

Neste processo foi utilizado abordagens e métodos associados, visto que o produto final vai além do projeto da prótese, como também uma estruturação de um sistema iterativo de processo de projeto junto a abordagem do *DfAM* e a proposta de um sistema produto serviço baseado no *Triple Bottom Line*. Foi aplicado um conjunto de abordagens que engloba: *Design System*; Design centrado no usuário; Análise de mercado; *Sketching*; Modelagem 3D; Parametrização e Design modular.

Os pensamentos convergentes se referem os pontos importantes a serem implementados no processo de projeto para solucionar o problema, dentre eles: fabricação automatizada; reuso; aumento do ciclo de vida do produto; modularidade; aplicação de novos materiais que fornece maiores possibilidades no âmbito da ergonomia (como resistência e elasticidade); e redução do tempo de fabricação do dispositivo.

O processo convencional de prototipação decorre de descartes de materiais que não podem ser reaproveitados, além de ser necessário que o processo retorne nas etapas primordiais de fabricação, acarretando um alto impacto ambiental devido à alta fabricação de modelos e uso dos mesmos em pouco tempo. Os requisitos de projeto da pesquisa objetiva desenvolver alternativas para otimizar o processo de prototipação infantil, minimizando o número de próteses durante o processo de crescimento do paciente, gerando alternativas viáveis de adaptação e modularidade, além de buscar alternativas de baixo custo e minimização do descarte de materiais ocasionado pelo processo de fabricação convencional de próteses. O processo de projeto percorreu por métodos, sendo um dos, o estudo de formas já existentes e croquis conjecturando possíveis formas e funções (Fig. 3.13).

Figura 3.13 – Croquis do processo de projeto: estudo das formas e funções de modelos existentes



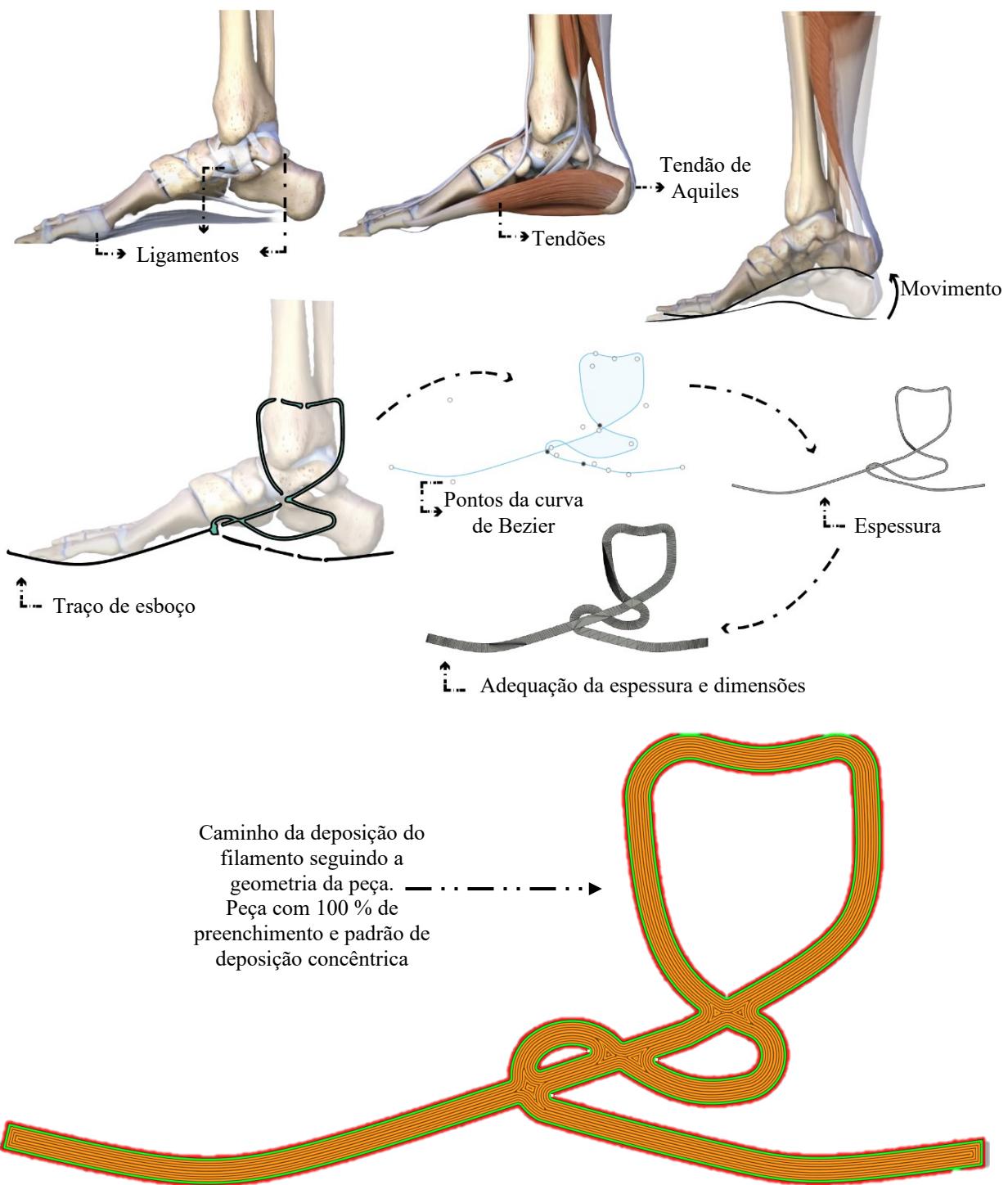
Fonte: Elaboração própria.

O processo de projeto teve a abordagem do *DfAM*, o qual busca explorar a complexidade da forma propiciada pela MA. É importante explorar a tecnologia a fim de solucionar questões por um caminho otimizado. O estudo das formas auxiliou a entender quais formas seriam viáveis para imprimir e quais formas são possíveis fabricar pelo processo convencional. As tecnologias precisam ser aplicadas quando necessárias, e é importante estar a par de todas as possibilidades projetuais que a impressão 3D e seus softwares fornecem e aplicá-las de forma estratégica.

O estudo de possíveis formas foram baseados em pesquisas referentes a anatomia do pé humano, destacando o vídeo¹⁵ *Foot Anatomy Animated Tutorial* do ortopedista Dr. Randale C. Sechrest (2012) que foi utilizado como base principal para o estudo de formas e curvas do projeto. A Figura 3.14 apresenta o estudo que conduziu a definição das curvas do projeto, desde o esboço a definição das curvas com os pontos de alteração; geração de uma estrutura tridimensional e definições das dimensões e espessuras.

¹⁵ <https://www.youtube.com/watch?v=ROd1Acma64o>

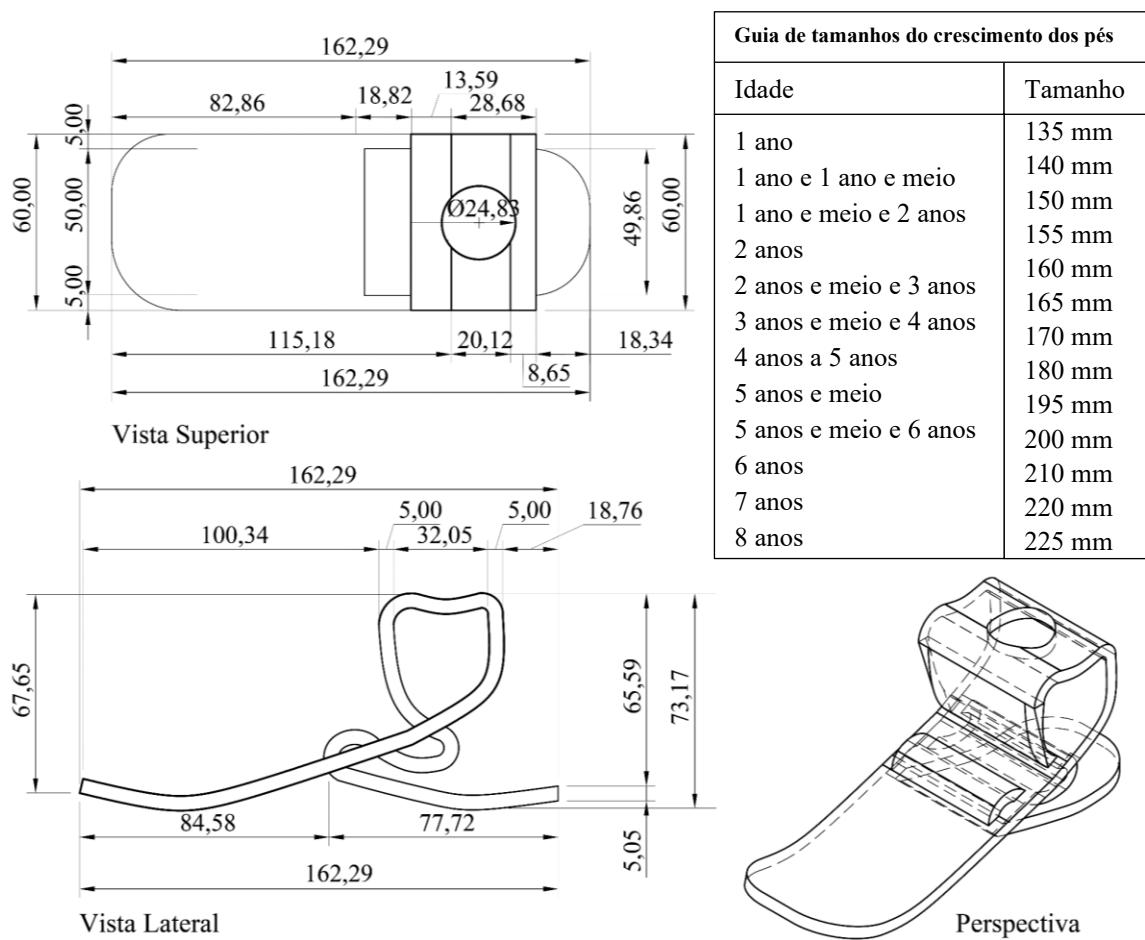
Figura 3.14 – Estudo da anatomia do pé humano e suas possibilidades de formas e curvas: análise dos pontos referentes aos ligamentos, dos tendões e as movimentações que contribuíram para o desenvolvimento da forma do pé protético, desde o esboço até a determinação da espessura e deposição do filamento.



Fonte: Elaboração própria baseado no vídeo *Foot Anatomy Animated Tutorial* do ortopedista Dr. Randale C. Sechrest (2012).

As dimensões foram estabelecidas com base em valores fornecidos por empresas especializadas em calçados infantis, devido à ausência de tabelas padronizadas pela Organização Mundial da Saúde (OMS). O projeto utilizou as dimensões referentes a uma criança com três a três anos e meio. Ressalta-se que o crescimento do pé anualmente é em média 5,00 mm a 10,00 mm. As medidas do pé protético inicial ficaram 162,26 mm de comprimento, 60,00 mm de largura e 73,17 mm de altura (Fig. 3.15).

Figura 3.15 – Dimensões do projeto do pé protético em mm e tabela de valores referentes ao crescimento dos pés em relação a idade baseado na tabela fornecida pela empresa Conforpés®

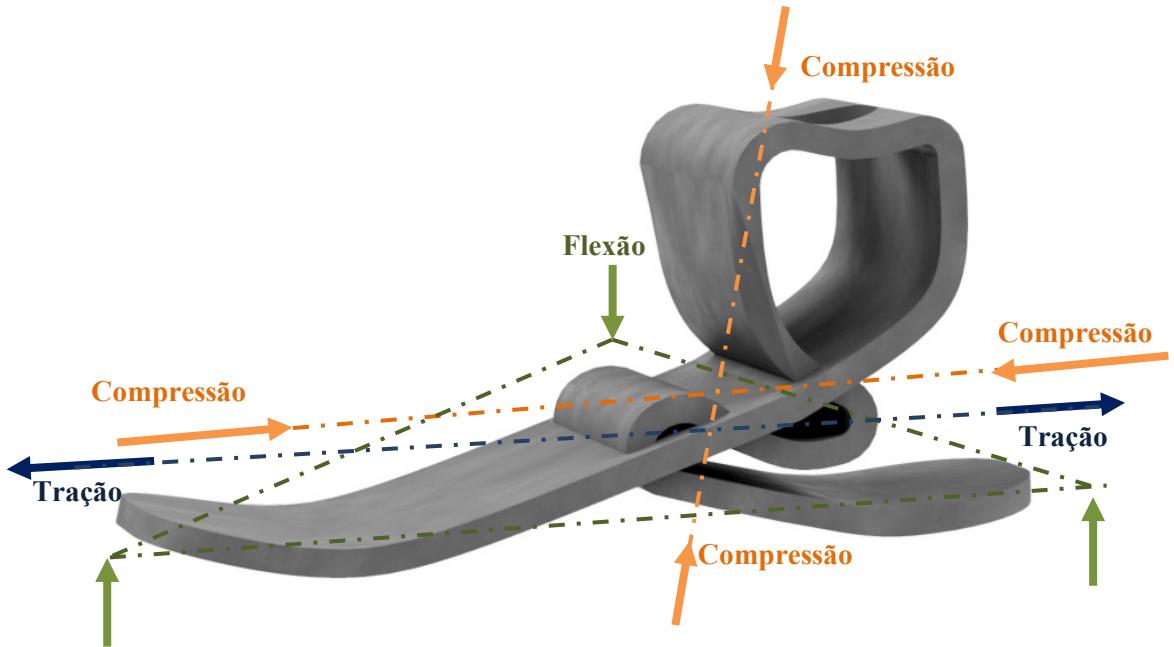


Fonte: Elaboração própria.

Em relação a análise das forças aplicadas é necessário considerar os tipos de carregamento que surgem durante a marcha e atividades do dia a dia. As principais questão de carregamento são: Compressão: ocorre principalmente na fase de apoio do pé, quando o peso corporal da criança é transferido para a prótese; Flexão: surge durante a fase de rolamento do pé (do calcanhar para os dedos). O antepé sofre momento fletor: o solado e a região próxima aos dedos

tendem a se curvar para cima, enquanto a estrutura interna resiste; Tração: ocorre de forma complementar à flexão. Na flexão do pé, uma parte da seção está em compressão (geralmente a parte inferior) e a outra em tração (parte superior) (Fig. 3.16).

Figura 3.16 – Análise de tipos de carregamentos referente ao projeto proposto do pé protético infantil



Fonte: Elaboração própria.

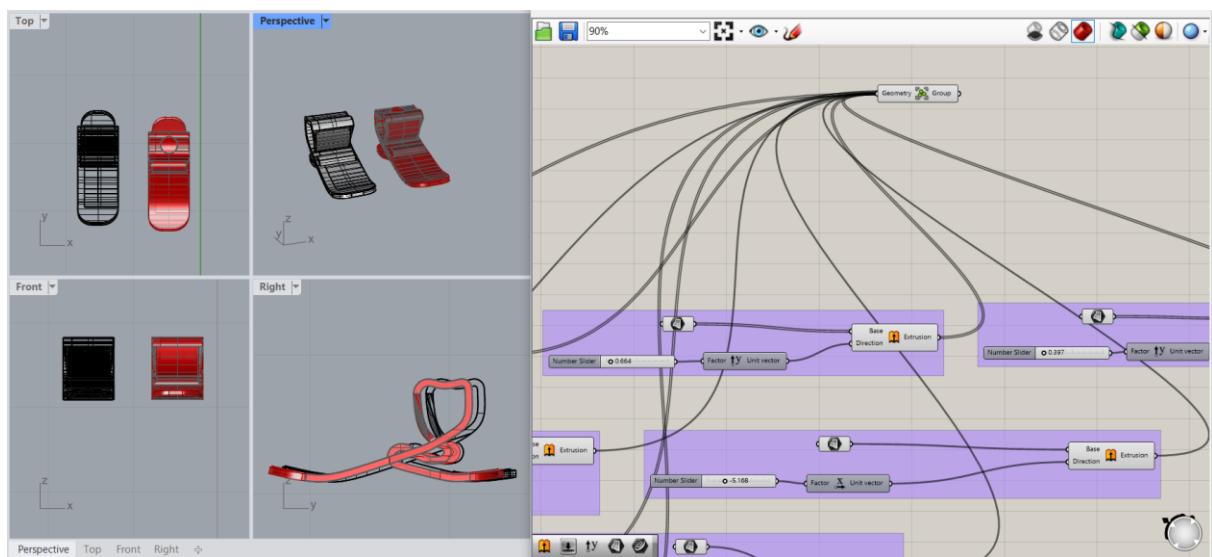
Ressalta-se que a pesquisa se encontra em fase exploratória, prevendo-se uma etapa posterior que demandará a aprovação do Comitê de Ética, uma vez que envolverá a participação de seres humanos e, portanto, deve atender às diretrizes éticas estabelecidas pela Resolução CNS nº 466/2012.

3.5. Design Paramétrico: Proposta modular e adaptativa

Visando um processo otimizado de fabricação de modelos protéticos seguindo as diretrizes do *DfAM*, foi estruturada uma programação diagramática via software RhinoCeros® junto ao *plug-in* Grasshopper® (editor de algoritmos com uma interface gráfica). Essa programação associada ao modelo permite a otimização ágil do processo de ajustes projetuais, como a replicação e alteração do projeto simultaneamente a alteração dos parâmetros via *sliders* (programada com valores determinados pelo projetista). Esse processo vincula a forma e a informação.

Na figura é exibido um *script* do projeto no Grasshopper®, um ambiente de programação visual para modelagem paramétrica no software RhinoCeros®. A modelagem na interface do Grasshopper® é uma modelagem não destrutiva, ou seja, quando algo é movido ele continua existindo e não é excluído, onde o modelo em vermelho não é excluído quando na interface do Grasshopper® gera um modelo sólido (apresentado na cor cinza).

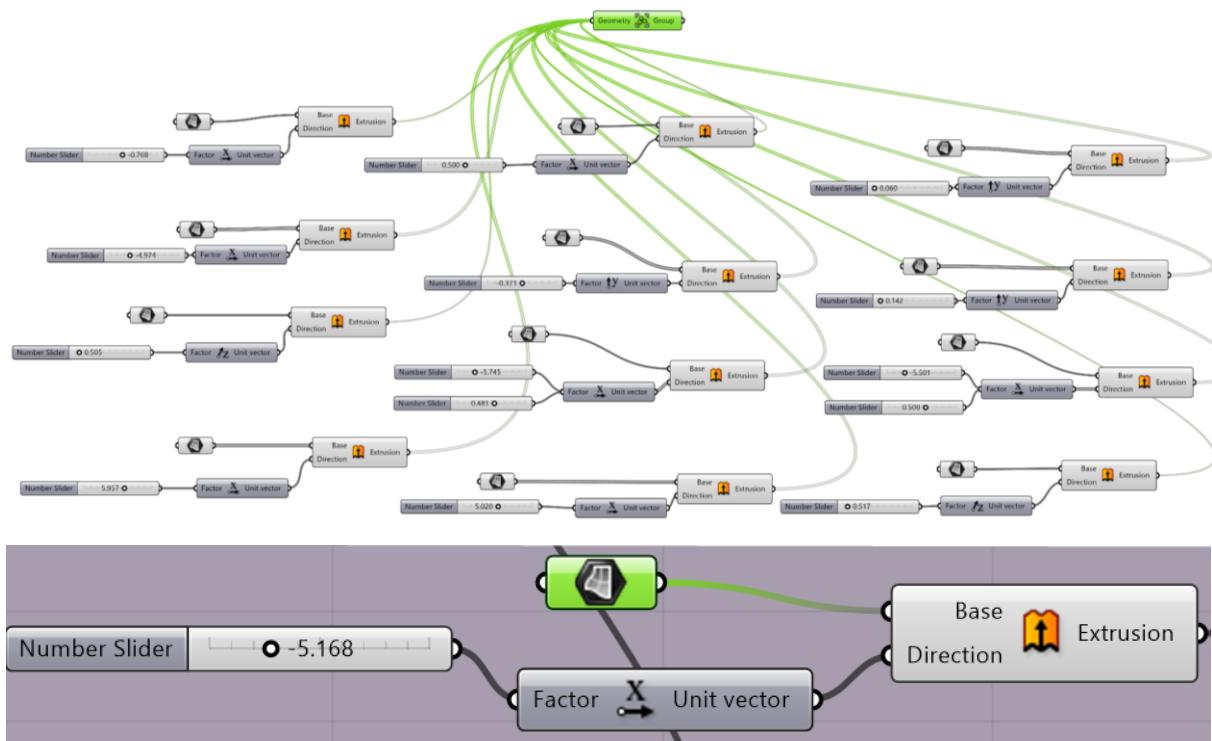
Figura 3.17 – Modelagem não destrutiva: o modelo em vermelho (lado esquerdo) não é excluído quando na interface do Grasshopper® (lado direito da imagem) é gerado um modelo sólido (apresentado na cor cinza)



Fonte: Elaboração própria.

O diagrama é estruturado com diversos componentes interconectados, apresentando uma lógica sistêmica para a manipulação geométrica e paramétrica de elementos tridimensionais (Fig. 3.18). A estrutura geral apresenta um sistema modular, onde os elementos são controlados individualmente, mas convergem para a formação de uma geometria mais complexa. E um sistema de interconexões como um todo, onde todos os componentes se interligam em um único relacionado a geometria.

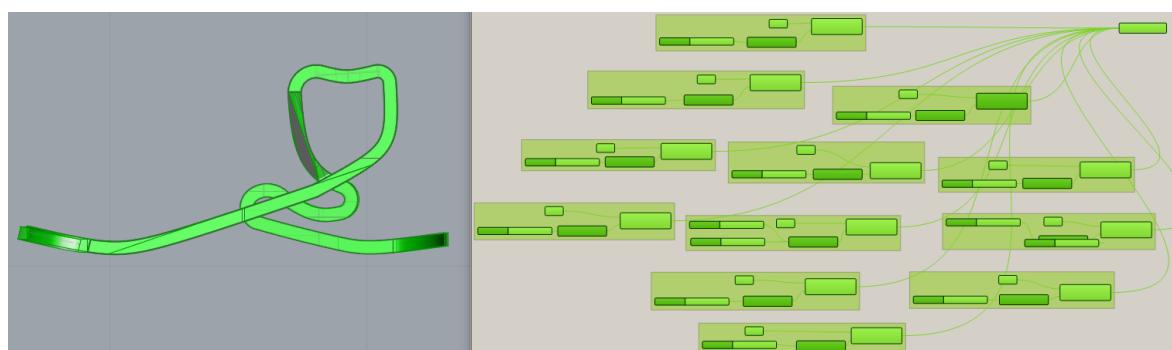
Figura 3.18 – Toda a estrutura paramétrica do modelo de projeto da prótese proposto feito no Grasshopper®, contendo 12 conjuntos associados em um único componente associado a geometria.



Fonte: Elaboração própria.

O *script* apresenta a geração e transformação de geometrias paramétricas por meio de operações de escala, movimentação e replicação. Diversos *sliders* numéricos permitem o ajuste de variáveis. O conjunto dos blocos de construção, chamados também de operadores lógicos, estão associados ao modelo da prótese (Fig. 3.19). O processo de associação do software RhinoCeros® para o *plug in* Grasshopper® é chamado de argumentação, e quando o bloco do comando está na cor cinza clara significa que ele está argumentado.

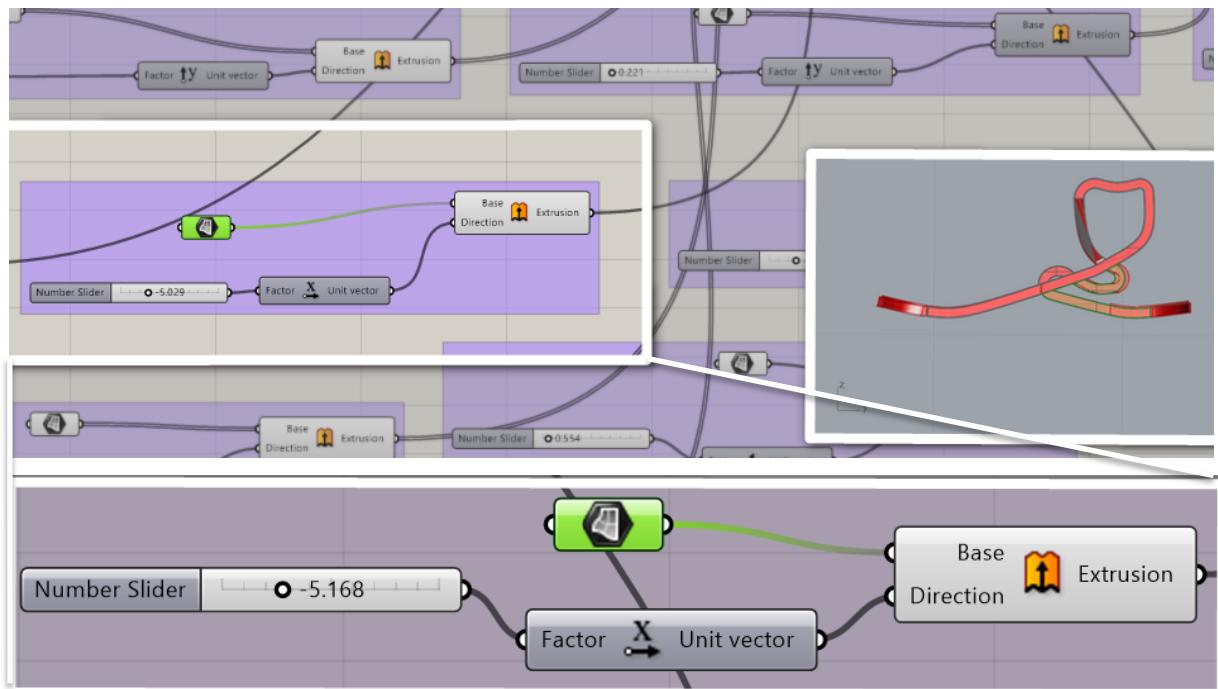
Figura 3.19 – Conexão da interface do software RhinoCeros® (imagem à esquerda) junto a interface do plug in Grasshopper® (imagem à direita), apresentando a associação dos operadores lógicos com a geometria do modelo de projeto da prótese



Fonte: Elaboração própria.

Cada grupo de superfície do modelo de projeto da prótese foi associado ao bloco de construção referente ao comando “*extrude*” que se conecta a direção associado a um *number slider* (o qual foi determinado uma escala de valores numéricos). As *number sliders* possibilitam o controle dos ajustes dos valores numéricos de forma instantânea. No caso da Figura 3.19, o grupo de comandos selecionados faz referência a superfície contornada na cor verde da imagem referente ao modelo de prótese. Neste caso a extrusão está orientada ao eixo x, o que possibilita aumentar ou diminuir a largura da área delimitada (Fig. 3.20).

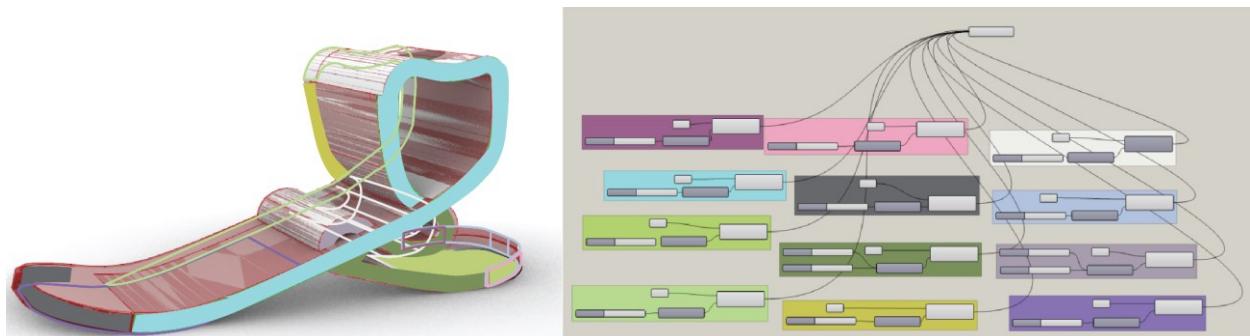
Figura 3.20 – Conexão dos operadores lógicos: *surface*, *extrude*, *unit vector* e *number slider* interconectados e associados a uma superfície da geometria



Fonte: Elaboração própria.

A geometria é manipulada através da alteração de cada superfície vinculada ao conjunto de comandos e as alterações seguem a direção do eixo associado, baseadas nos vetores e nos valores fornecidos pelos *sliders*. As áreas marcadas para controle estão destacadas na Figura 3.21, na qual foi feito um mapeamento de cor para associar ao conjunto de comandos para cada superfície.

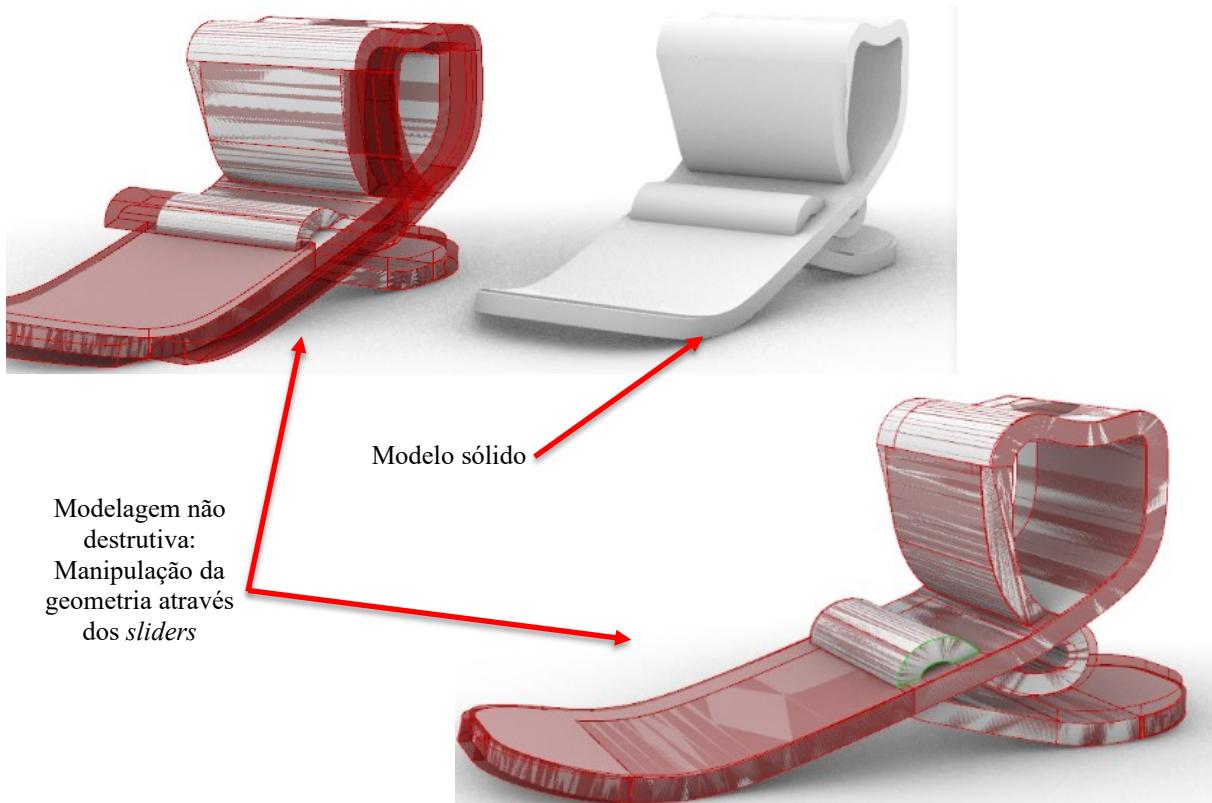
Figura 3.21 – Mapeamento de cor para cada conjunto de operadores lógicos que estão associados em superfícies do modelo 3D



Fonte: Elaboração própria.

Cada alteração de valor na *slider* associada a alguma superfície gera um novo valor (uma nova geometria). Todos os conjuntos de comandos foram associados ao comando de “*geometry*” e através da opção “*bake*” (que significa a instância de um argumento) nesse comando, gera o modelo sólido na interface do software RhinoCeros®, chamado de retorno gráfico (Fig. 3.22).

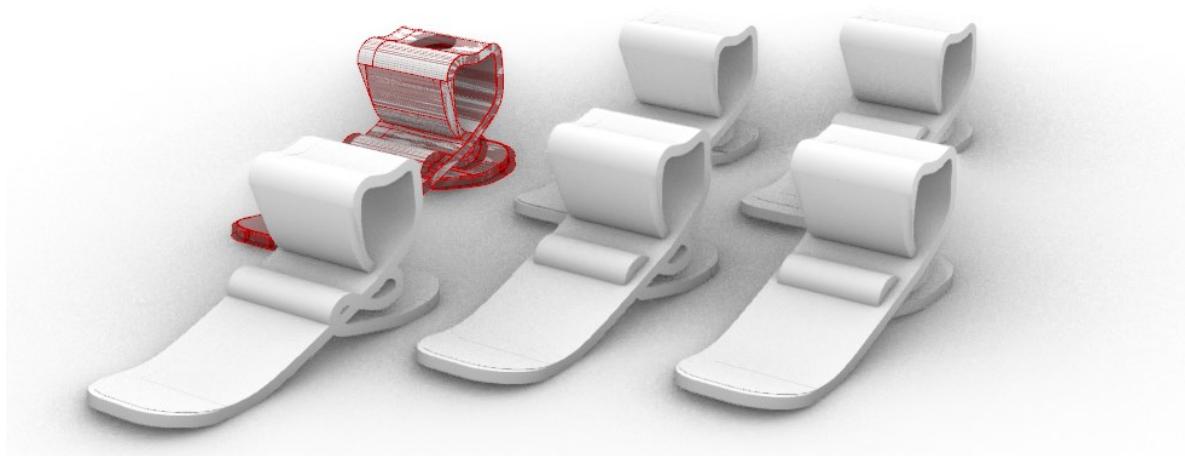
Figura 3.22 – Processo de alteração dos parâmetros e instância de argumentos



Fonte: Elaboração própria.

Este *script* no Grasshopper® foi estruturado para criar e manipular uma sequência de geometrias escalonadas e deslocadas de forma paramétrica. Essa abordagem permite ajustes interativos que influenciam diretamente a evolução das formas geradas, possibilitando a alteração projetual em poucos minutos adequando o projeto para cada usuário. Esse método está classificado como uma diretriz do *DfAM* (Fig. 3.23). A modelagem paramétrica significa “navegar pela solução”.

Figura 3.23 – Processo de geração de alternativas projetuais através de alteração de parâmetros



Fonte: Elaboração própria.

3.6. Aplicação do scanner 3D

Com o objetivo de analisar a viabilidade de adaptação do processo convencional de fabricação de próteses, foi empregado um *scanner* 3D portátil¹⁶ do modelo CR-Scan Raptor, da marca Creality®. O equipamento foi operado em modo com fio (*WIRED*), conectado diretamente a um computador para aquisição dos dados tridimensionais. As especificações técnicas e parâmetros de desempenho do dispositivo encontram-se descritos na Tabela 3.3. Optou-se pela utilização da configuração *Blue Laser*, a qual proporciona maior refinamento na geração da malha tridimensional em comparação ao modo baseado em luz infravermelha. A configuração *Blue Laser* exige a aplicação de adesivos refletores, denominados marcadores globais, que auxiliam no rastreamento espacial do objeto durante a digitalização. Além disso, esse modo permite o uso de câmera colorida e oferece resolução tridimensional de até 0,02 mm.

¹⁶ Equipamento obtido através do uso do recurso da taxa de bancada da bolsa CNPq.

Tabela 3.3 – Especificações técnicas e parâmetros de desempenho utilizados na versão Blue Laser do scanner CR-Scan Raptor da empresa Creality®

Modo de Varredura	CR-Scan Raptor
Princípio Técnico	Luz Azul (Laser azul de 7 linhas)
Precisão	Até 0,02 mm a 100 mm
Resolução 3D	0,02 – 2 mm
Velocidade de Varredura	Até 60 fps
Mapeamento de Cores	Sim
Modo de Alinhamento	Marcador
Resolução da Câmera de Imagem 3D	1 920 x 1 200

Fonte: Manual CR-Scan Raptor

Para simular o escaneamento de um segmento corporal humano, utilizou-se uma boneca como modelo físico. Como não foi solicitada aprovação do CEP, visto que a presente etapa não teve como objetivo a interação com pacientes, foi adotado, portanto, um modelo de observação. O campo de escaneamento foi previamente preparado por meio da aplicação de elementos base com mapeamento de marcadores reflexivos adesivos de 6 mm de diâmetro. Inicialmente, procedeu-se à digitalização dos marcadores globais, também denominados pontos de referência ou pontos âncora, com o objetivo de mapear o maior número possível desses elementos. Essa etapa inicial tem como finalidade o reconhecimento espacial do ambiente, otimizando a posterior captura tridimensional do objeto de interesse. A definição dos marcadores globais permite ao sistema estabelecer o espaço de trabalho (Fig. 3.24)."

Figura 3.24 – Campo de escaneamento composto por elementos bases (estruturas em torre impressas em 3D) mapeados com marcadores adesivos reflexivos de 6 mm (chamados de pontos âncoras)



Fonte: Elaboração própria.

Além da preparação do ambiente, os marcadores reflexivos também foram aplicados diretamente sobre o objeto a ser digitalizado, uma vez que o sistema de escaneamento global integra tanto os pontos âncora distribuídos no campo quanto aqueles fixados no próprio objeto. O processo de escaneamento foi conduzido em duas etapas: a primeira consistiu na digitalização da face anterior da perna do modelo, e a segunda, na captura da face posterior (Fig. 3.25). Durante a aquisição das imagens, é possível visualizar os traços em azul que correspondem ao feixe de laser emitido pelo *scanner* para realizar a leitura da superfície.

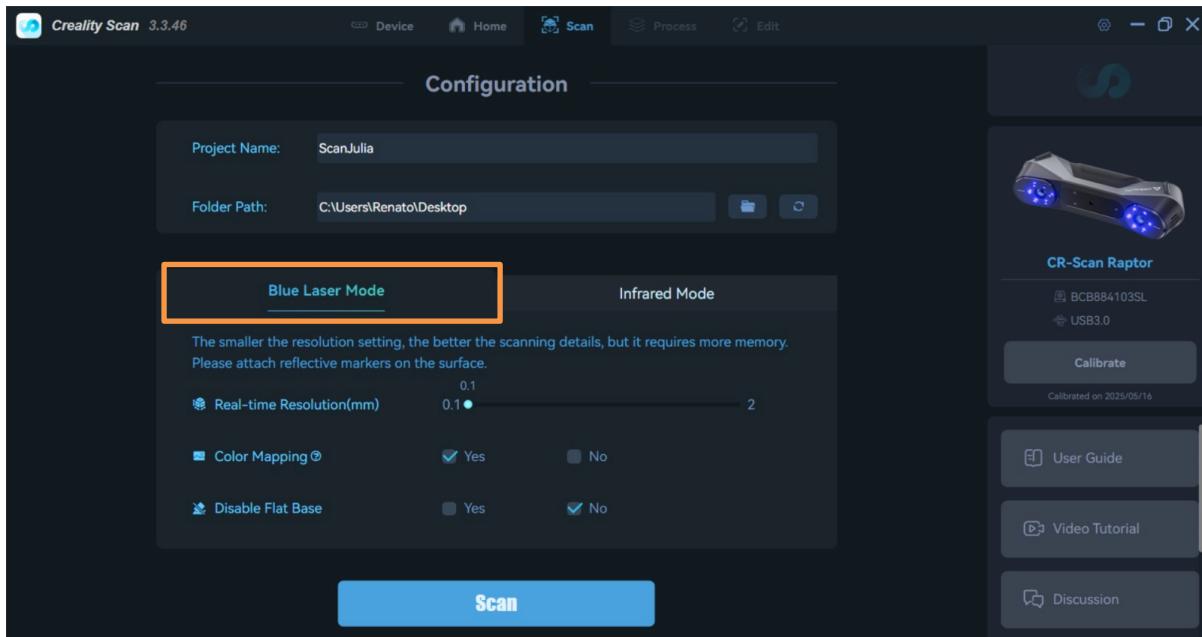
Figura 3.25 – Processo de escaneamento do objeto escolhido, realizado em três etapas: primeira etapa foi a colagem dos marcadores reflexivos, tanto no cenário quanto no objeto escaneado, a segunda etapa foi o escaneamento global do espaço e a terceira etapa consistiu na captura anterior e posterior da perna



Fonte: Elaboração própria.

Para a digitalização tridimensional, foi utilizado o software Creality Scan®, versão 3.3.46, compatível com o *scanner* empregado. As configurações adotadas incluíram o modo *Blue Laser Mode*, com resolução definida em 0,1 mm e mapeamento de cor ativado, permitindo a captura das características cromáticas da superfície escaneada juntamente com os dados geométricos (Fig.3.26).

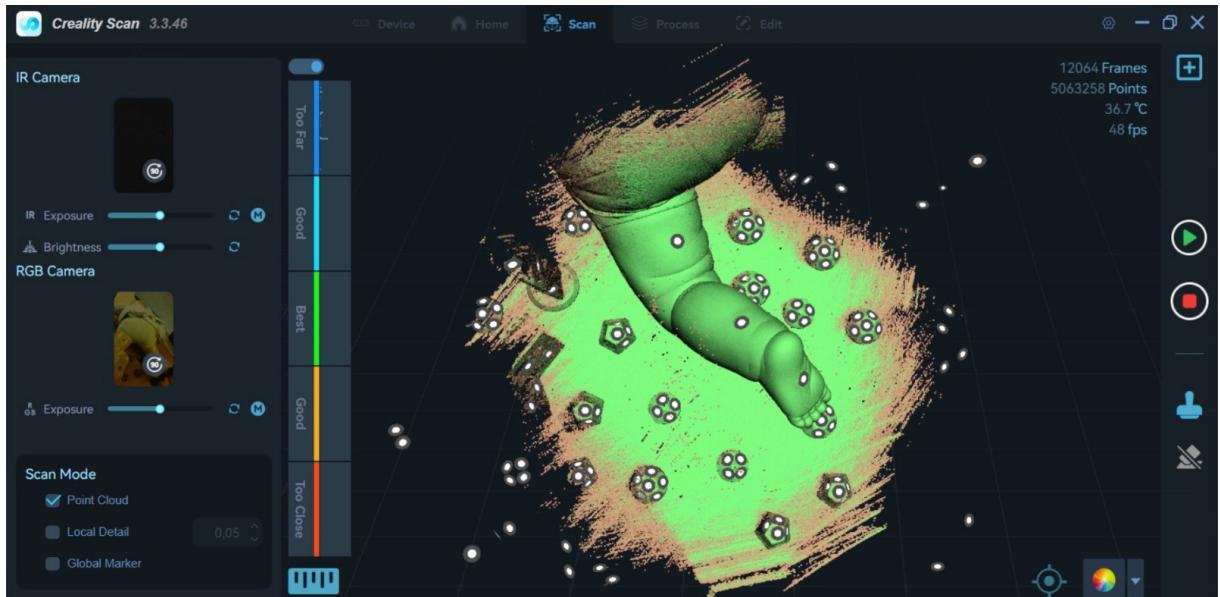
Figura 3.26 – Interface do software Creality Scan® e suas configurações do processo de escaneamento apresentado no modo: *Blue Laser Mode* e *Infrared Mode*. Na aba de configurações é possível determinar a resolução em mm e determinação de uso do mapa de cores



Fonte: Elaboração própria.

Durante o processo de escaneamento, o software exibia em tempo real uma escala de cores que indicava a distância relativa entre o scanner e os marcadores globais. Nessa escala, a cor vermelha representa uma distância excessivamente próxima, a azul indica que o scanner está muito afastado do campo, e a cor verde corresponde à faixa ideal de escaneamento. Paralelamente, à medida que os dados eram capturados, a interface do software apresentava gradualmente a formação do modelo tridimensional. O processo de aquisição era mantido até que a visualização do objeto na tela estivesse totalmente representada em verde, o que indica a criação satisfatória da nuvem de pontos, com detecção completa dos detalhes da superfície e minimização de falhas na malha gerada (Fig. 3.27).

Figura 3.27 – Interface do software durante o processo de escaneamento: o objetivo foi escanear até o objeto esteja representado na tela na cor verde



Fonte: Elaboração própria.

Após a conclusão da etapa de escaneamento, procedeu-se à seleção das regiões digitalizadas que não eram relevantes para os objetivos do projeto (Fig. 3.28). Essas áreas foram devidamente excluídas, a fim de otimizar o modelo tridimensional e concentrar a malha apenas nas superfícies de interesse para as etapas subsequentes de processamento e análise.

Figura 3.28 – Seleção e exclusão das áreas escaneadas que eram irrelevantes para a pesquisa

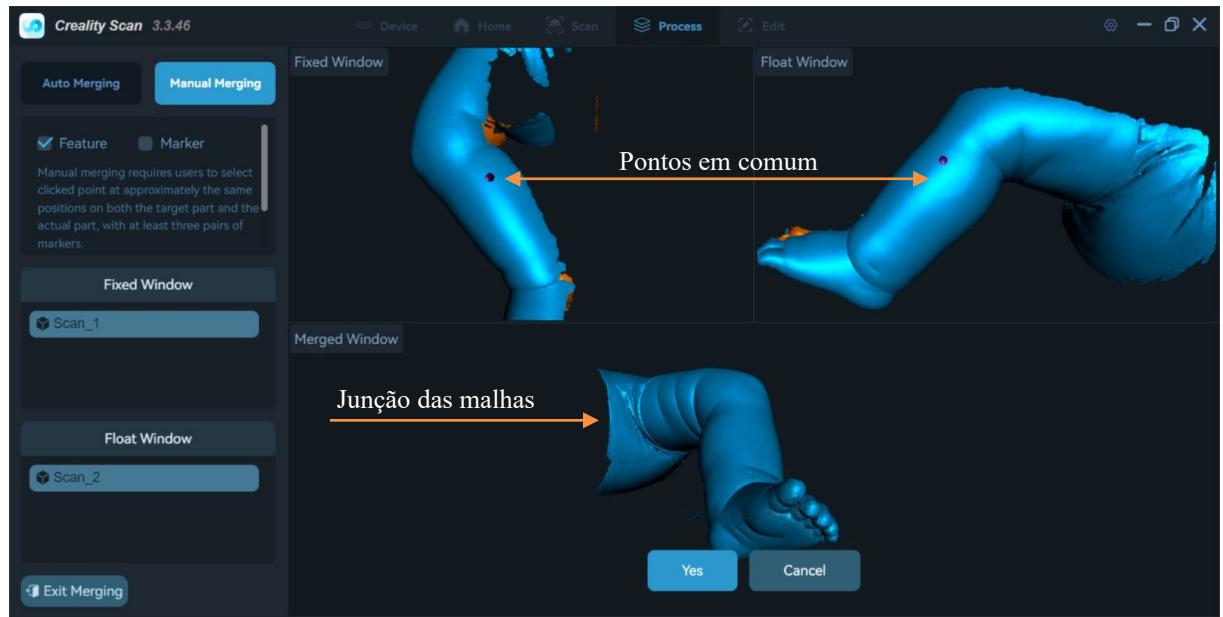


Fonte: Elaboração própria.

A nuvem de pontos obtida em cada uma das etapas de escaneamento foi convertida em uma malha tridimensional. Em seguida, realizou-se a junção das malhas (Fig. 3.29) por meio

da identificação de pontos em comum entre elas, utilizando-se a funcionalidade disponível na aba *Feature* do software, o que permitiu o alinhamento preciso das superfícies escaneadas.

Figura 3.29 – Processo de junção do resultado dos dois processos de escaneamento, através da identificação de pontos em comum



Fonte: Elaboração própria.

Na Figura 3.30 é apresentado o objeto com o mapa de cores, evidenciando todos os detalhes das tonalidades, bem como as manchas presentes na superfície e os marcadores globais. A malha gerada possui 414 650 faces e foi exportada no formato .OBJ para posterior tratamento em outro software.

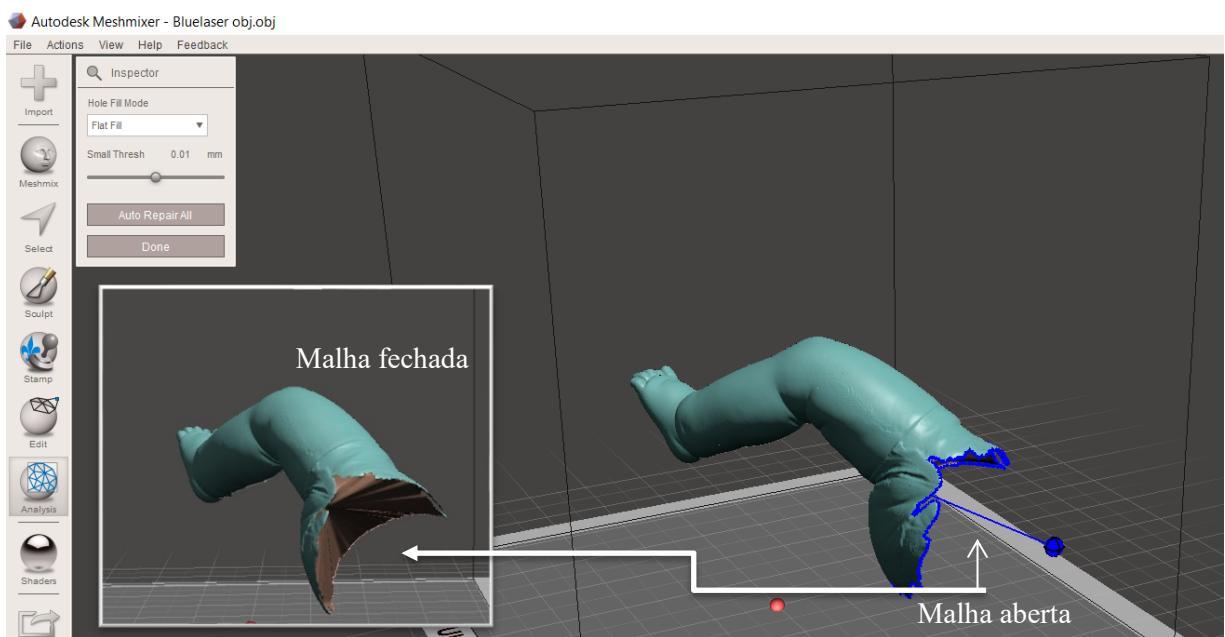
Figura 3.30 – Interface com o resultado do escaneamento do objeto com o mapa de cores, evidenciando todos os detalhes das tonalidades, bem como as manchas presentes na superfície e os marcadores globais



Fonte: Elaboração própria.

Para averiguação de falhas na malha e tratamento da mesma foi utilizado o software MeshMixer® desenvolvida pela Autodesk®. O software realiza uma análise da malha do objeto e detecta as falhas encontradas. No caso foi rastreado apenas um ponto representado pelo círculo azul, fazendo referência de que a malha estava aberta. Após a análise foi determinado o auto reparo da malha de forma automática, selecionando como opção preenchimento plano e a determinação do *Small Thresh* com o valor limite de 0,01 mm (Fig.3.31).

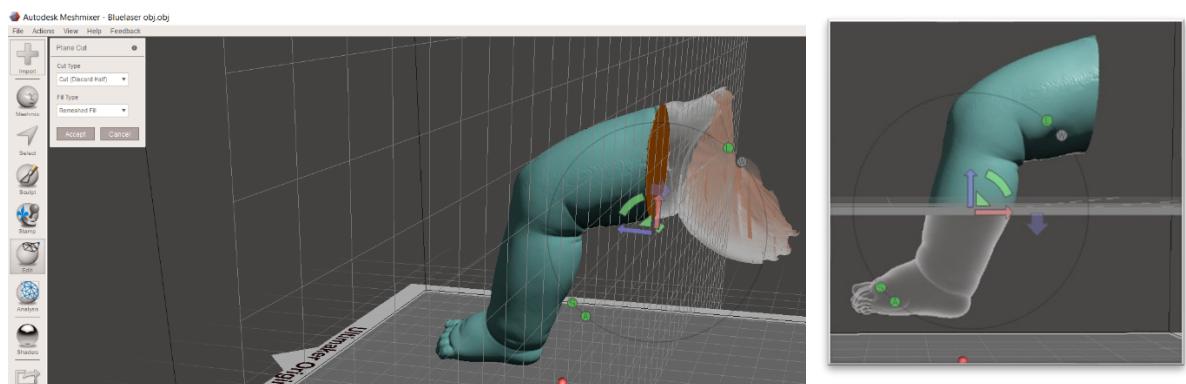
Figura 3.31 – Processo de tratamento da malha e reparo pelo software MeshMixer® da Autodesk®



Fonte: Elaboração própria.

Além disso o software possui ferramenta de corte em planos para que seja selecionado apenas a parte do objeto que será impresso ou trabalhado (Fig.3.32).

Figura 3.32 – Possibilidades de delimitação da área que será trabalhada futuramente através de cortes em planos referentes ao objeto escaneado



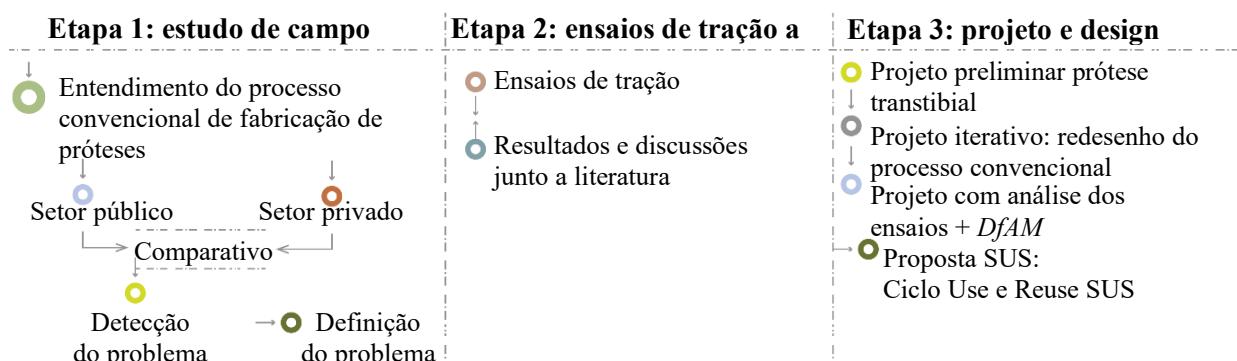
Fonte: Elaboração própria.

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo abrange os resultados e suas respectivas análises qualitativas e quantitativas desde o estágio de pesquisa de campo, a preparação e caracterização dos corpos de prova, ao projeto de desenvolvimento da prótese aplicando o *DfAM*. Os resultados abordam sobre: (4.1) Estudo de campo: empresa de fabricação convencional de prótese, apresentando o mapeamento do processo de fabricação convencional de próteses, como também apresentação do sistema do processo de fabricação de próteses do SUS; (4.2) Ensaios de tração do material compósito de matriz polimérica com fibras descontínuas de carbono: avaliação sob diferentes condições de MA; (4.3) Projeto preliminar da prótese transtibial infantil aplicando métodos de *DfAM*; (4.4) Projeto iterativo: redesenho do processo convencional; (4.4.1) Análise para MA do modelo proposto junto as diretrizes do *DfAM* e os resultados dos ensaios mecânicos; e (4.5) Proposta SUS: Ciclo Use E Reuse SUS. Na Figura 4.1 são apresentadas as etapas deste capítulo.

Figura 4.1 – Mapa mental dos resultados e discussões organizados nas três principais etapas



Fonte: Elaboração própria.

4.1. Estudo de campo: fabricação convencional de próteses

O estudo de campo teve como objetivo observar, comparar e avaliar criticamente os processos de fabricação de próteses realizados em dois contextos distintos: um centro ortopédico privado (Centro Técnico Ortopédico – CTO) e uma instituição filantrópica vinculada ao sistema público de saúde (AACD). As visitas permitiram identificar não apenas

diferenças técnicas no processo de fabricação das próteses, mas também contrastes significativos na abordagem clínica, no acompanhamento do paciente e na qualidade da reabilitação.

4.1.1. Centro Técnico Ortopédico – Atendimento Privado.

No CTO, observou-se a aplicação de dois métodos distintos para a confecção de próteses: (i) o processo convencional artesanal e (ii) o método *Direct Socket* da fabricante Össur®. Ambos os métodos utilizam materiais como fibras de vidro e carbono, resinas epóxi ou poliéster insaturadas e embalagens de *Poly(vinyl acetate)* (*PVA*), mas divergem quanto à abordagem de moldagem e inserção da resina.

No processo convencional, o modelo do coto é obtido a partir da técnica artesanal de moldagem com gesso, conhecida como método de moldagem negativa e positiva, que gera um molde negativo do coto em gesso, ao qual são aplicadas camadas de manta de fibras (carbono, vidro) (processo via laminação manual), vedadas com tubo de *PVA*. A impregnação da resina é realizada por meio de um sistema de vácuo (infusão de resina sob vácuo). Nesse contexto, a aplicação do vácuo contribui para a aderência das camadas e a redução de bolhas e defeitos, sendo um ponto positivo do processo. No entanto, a ausência de controle automatizado de pressão e temperatura, somada à dependência da perícia do técnico, pode gerar variações entre as unidades produzidas.

As etapas do método tradicional de fabricação do soquete são (Fig. 4.2): (1) Moldagem negativa com gesso: um molde negativo é feito diretamente no coto do paciente, usando ataduras gessadas ou bandagens impregnadas com gesso ortopédico; (2) Fabricação do molde positivo (modelo): após a secagem, o molde negativo é preenchido com gesso líquido ou similar, criando um modelo positivo do coto (reprodução em gesso) (esse modelo será a base para a fabricação do soquete) Figura 4.2 (a); (3) Modificações e alívios: o técnico realiza ajustes no molde positivo (escultura), adicionando folgas em áreas ósseas proeminentes (como cabeça da fibula, tíbia, patela etc.) e promovendo compressão em áreas de suporte (etapa é fundamental para o ajuste biomecânico da prótese); (4) Laminação e conformação do soquete: o modelo de gesso é selado com um tubo de *PVA*, sobre o qual são aplicadas camadas de malha de fibra de vidro e carbono (Fig. 4.2 ((b), (c) e (d)). Com auxílio de uma bomba de vácuo (Fig. 4.2 (e)), é feita a laminação com resina termofixa (geralmente epóxi ou poliéster), que infiltra as camadas e endurece, conformando o soquete. (5) Acabamento e instalação de componentes: após cura total da resina (pode levar horas, dependendo do material), o soquete é recortado, lixado e

ajustado (Fig. 4.2 (g)). São instalados os componentes protéticos (encaixe, adaptadores, válvula de expulsão, etc.).

Figura 4.2 – Processo convencional de fabricação de próteses inferiores. (a) molde em gesso do paciente fixado na haste; (b) inserção do PVA para vedação do molde de gesso; (c) aplicação de meia no molde; (d) inserção de manta de carbono e de vidro que também foi aplicado em cima do molde; (e) máquina de vácuo para assegurar a aderência da resina aplicada no final; (f) molde do coto com a manta de carbono aparente; (g) processo de acabamento do encaixe (modelo com a finalização da resina com coloração); (h) modelo de prótese finalizada



Fonte: Elaboração própria.

Durante a observação em campo, foi identificado que o ajuste entre o coto e o soquete da prótese requer atenção contínua nas primeiras semanas de uso do dispositivo. Segundo o protesista, é comum que o paciente necessite iniciar o uso de meias protéticas já na primeira semana, em função da perda de volume do coto decorrente da retomada da locomoção. Essas meias atuam como elementos de compensação volumétrica, sendo adicionadas progressivamente à medida que surgem folgas entre o coto e o soquete.

Conforme explicado, o uso de até cinco meias indica a necessidade de uma nova coleta de medidas e consequente confecção de um novo encaixe. Esse procedimento é essencial para restabelecer a conformidade entre o dispositivo e o membro residual, assegurando conforto e funcionalidade. Além de compensar a variação dimensional do coto, as meias também têm a função de distribuir adequadamente os pontos de apoio, evitando que a carga seja concentrada na extremidade distal, o que poderia causar dor ou lesões.

Além das meias, utiliza-se o *Liner*, descrito como uma espécie de “meia permanente”, cuja função principal é proteger a pele do coto e proporcionar maior conforto durante o uso prolongado da prótese. O *Liner* possui vida útil estimada em aproximadamente dois anos e compõe o conjunto fundamental de interface entre o corpo do paciente e o dispositivo.

O processo de fabricação da prótese, na instituição visitada, mostrou-se ágil, com o soquete sendo produzido em cerca de um dia. No entanto, o tratamento como um todo pode se estender por três a quatro meses, período necessário para a estabilização do volume do coto. Durante essa fase, é comum que ocorram adaptações sucessivas no encaixe, demandando a produção de novos soquetes até que o membro residual atinja uma condição estável.

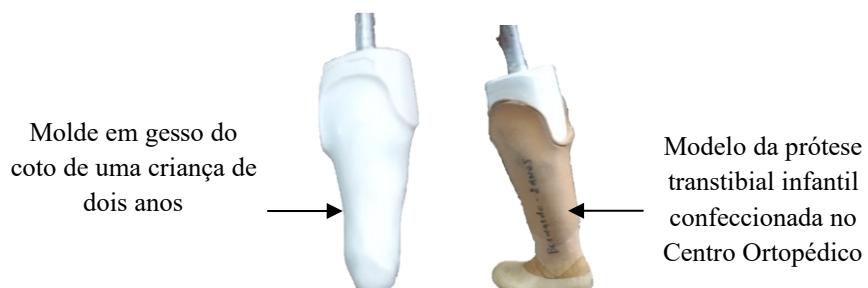
Essa abordagem evidencia a importância do acompanhamento contínuo no período pós-fabricação, bem como da capacidade de resposta rápida às alterações fisiológicas do paciente, fatores que impactam diretamente no sucesso da reabilitação protética.

No atendimento a pacientes pediátricos, observou-se que o processo de tratamento apresenta particularidades em relação ao protocolo adotado para adultos. De acordo com o protesista, crianças em fase de crescimento tendem a substituir suas próteses em média uma vez por ano, em função das alterações contínuas na morfologia do membro residual. Para prolongar a vida útil do dispositivo e minimizar a necessidade de substituições frequentes, adota-se uma estratégia inversa à utilizada em adultos: as meias protéticas são empregadas desde o início do uso da prótese, atuando como elementos de compensação volumétrica reversível.

À medida que o coto da criança se desenvolve e a prótese torna-se relativamente mais justa, essas meias são progressivamente removidas, permitindo o ajuste ao novo volume sem a necessidade imediata de fabricar um novo soquete. Essa prática não apenas racionaliza os recursos, mas também oferece maior conforto e continuidade no processo de reabilitação.

Durante a visita, foi possível observar um exemplo prático desse procedimento: a Figura 4.3 ilustra o molde em gesso do membro residual de uma criança de dois anos, bem como a prótese infantil correspondente, confeccionada no centro ortopédico visitado. O caso evidencia a importância da adaptação das estratégias de protetização às especificidades do desenvolvimento infantil, bem como o papel das meias como instrumentos dinâmicos de ajuste no processo pediátrico.

Figura 4.3 – Molde em gesso de um coto infantil à esquerda e a prótese fabricada pelo molde



Fonte: Elaboração própria.

Entre as principais vantagens desse método convencional, destaca-se o baixo custo dos materiais empregados, como gesso, fibra de vidro e resinas termofixas, o que o torna economicamente viável para instituições públicas e clínicas com recursos limitados. Além disso, o processo permite alta flexibilidade nos ajustes manuais, favorecendo a personalização do encaixe protético de acordo com as necessidades individuais do paciente. Por não depender de tecnologias digitais ou equipamentos avançados, o método é de fácil implementação e amplamente difundido entre protesistas com formação técnica tradicional.

Contudo, o processo convencional também apresenta desvantagens significativas que impactam a eficiência e a qualidade do produto final. Em primeiro lugar, trata-se de um processo lento, que pode demandar vários dias até a finalização da prótese, especialmente devido às etapas manuais envolvidas na confecção, prova e ajustes do molde. Outro fator crítico é a alta dependência da habilidade técnica do protesista, uma vez que o sucesso do encaixe está diretamente ligado à destreza individual nas etapas de moldagem, escultura e laminação. Essa característica acarreta uma menor precisão anatômica se comparada a métodos que empregam digitalização 3D e simulações computacionais.

Além disso, o método tradicional está sujeito a variações na qualidade e no conforto do encaixe, o que pode comprometer a adaptação do paciente à prótese. O risco de falhas por erro humano é acentuado nas fases de moldagem e escultura do modelo negativo, o que pode resultar em próteses mal adaptadas, com pontos de pressão inadequados e menor durabilidade.

Portanto, embora o método convencional represente uma solução viável em cenários com recursos limitados, é fundamental considerar suas limitações no que se refere à padronização, reproduzibilidade e desempenho clínico, especialmente quando comparado a abordagens mais modernas e automatizadas.

Já no método da Össur®, é um processo nomeado como *Direct Socket*, com aplicação direta do molde no membro residual, utilização de *Liners*, barreiras de vedação em silicone e injeção manual da resina. Apesar de ainda operar com ferramentas manuais, a técnica permite maior conformidade anatômica ao coto, especialmente nos estágios iniciais de reabilitação. Entretanto, seu custo elevado restringe sua aplicabilidade no sistema público. As etapas referentes ao processo Direct Socket (Össur), são (Fig. 4.4): (1) Preparação do coto: o paciente utiliza um *Liner* específico (geralmente da própria Össur®), que protege a pele e serve como base para o molde direto (Fig. 4.4 (a)). Esse *Liner* pode ser perfurado ou não, dependendo do tipo de válvula de suspensão a ser usada. (2) Aplicação de materiais moldáveis: sobre o *Liner*, é aplicado um conjunto de meias de compressão e um reforço estrutural em malha (fibra de

vidro ou carbono) (Fig. 4.4 (c)). A Össur® fornece kits prontos com essas camadas. A malha é costurada de forma que cubra o coto e permita a passagem da resina. (3) Vedação e preparação para a laminação: um anel de vedação em silicone é colocado na base do coto, e uma bomba de vácuo portátil é conectada (Fig. 4.4 (d)). Em seguida, o coto é envolvido por um manguito termoplástico transparente ou um tubo de PVA, que selo todo o sistema e evita vazamentos de resina. (4) Laminação com resina: uma resina de cura rápida (epóxi ou acrílica) (Fig.4.4 (c)) é injetada manualmente na malha reforçada, distribuindo-se uniformemente por compressão e vácuo. O calor do corpo do paciente e a pressão contribuem para a conformação anatômica precisa (cura térmica corporal). (5) Cura e retirada: após poucos minutos (normalmente menos de 20 minutos), a resina cura completamente e o soquete rígido é formado. A estrutura pode ser retirada com facilidade, cortada e ajustada. A válvula e demais componentes são instalados posteriormente.

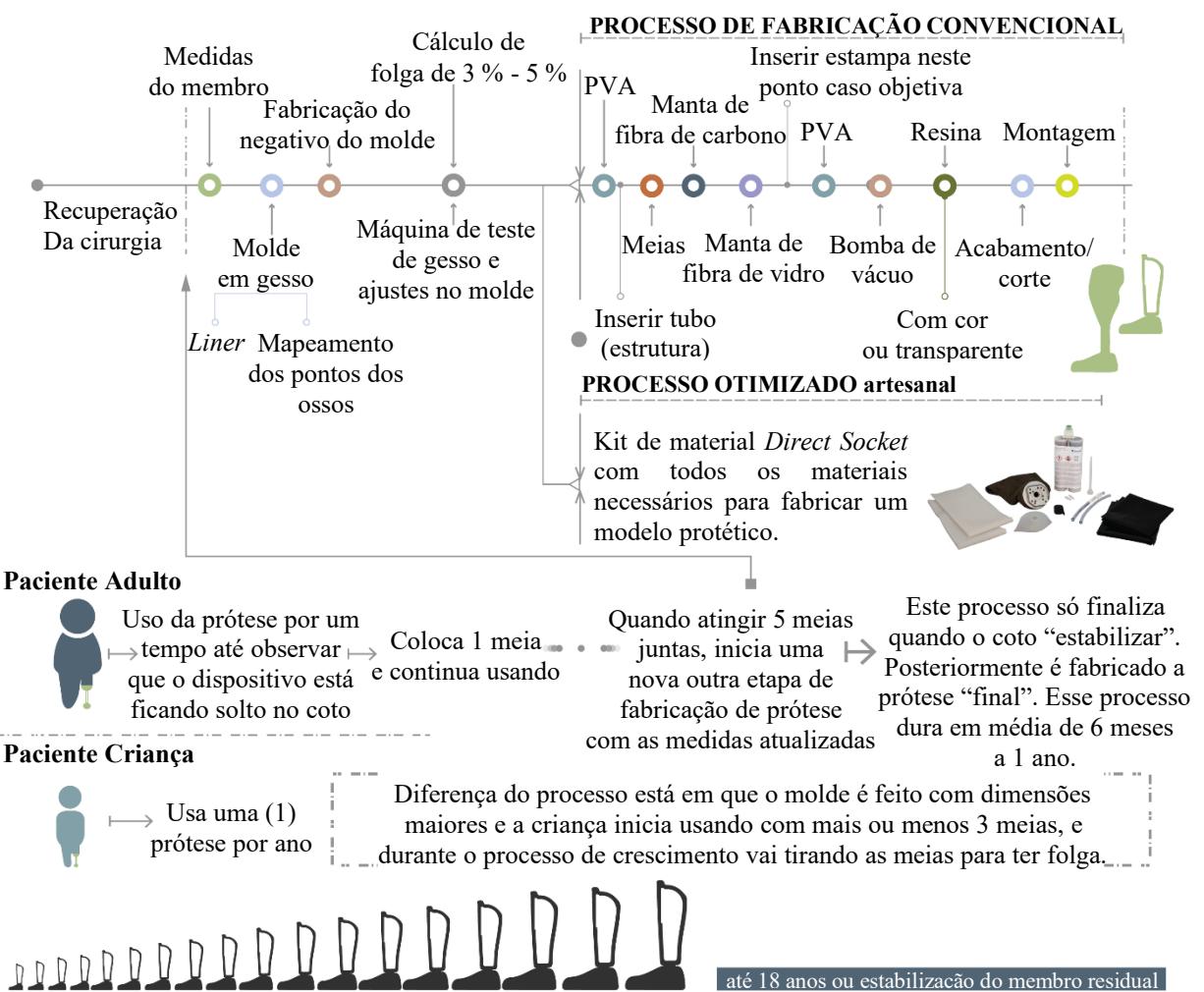
Figura 4.4 – Processo de fabricação de próteses da Ossur®: (a) *Liner*: base para o molde direto; (b) reforço estrutural em malha de fibra de carbono; (c) resina e tubos para a conexão da bomba; (d) bomba de vácuo portátil



Fonte: Elaboração própria.

Algumas limitações pontuadas foram: alto custo dos kits e materiais exclusivos; dependência da formação técnica específica para uso do sistema; e menor aplicabilidade em ambientes com restrições orçamentárias (como hospitais públicos). Essa análise de campo permitiu visualizar todo o processo produtivo (Fig. 4.5) em ambos os contextos, identificando as principais diferenças nos métodos empregados, nos recursos disponíveis e no impacto desses fatores na entrega e qualidade das próteses.

Figura 4.5 – Fluxograma da análise do processo de fabricação convencional de próteses



Fonte: Elaboração própria.

- Comparativo entre o Processo Convencional e o Processo Össur®

Em relação a técnica convencional, em termos de qualidade assistencial, destaca-se como ponto positivo o acompanhamento contínuo do paciente ao longo do tratamento, permitindo ajustes frequentes no soquete até que o coto atinja estabilidade volumétrica. A prática de utilizar encaixes provisórios é um diferencial que favorece a adaptação, reduz o risco de lesões por má distribuição de carga e amplia a vida útil da prótese definitiva. Por outro lado, há um desafio relacionado à ausência de padronização e registro metrológico dos encaixes ao longo do processo, o que dificulta a rastreabilidade de eventuais falhas. Além disso, a utilização de múltiplas camadas de tecido e a variabilidade no número de meias utilizadas como

compensação da folga podem indicar um sistema de ajuste que, embora funcional, é pouco preciso do ponto de vista biomecânico (Tabela. 4.1).

Tabela 4.1 – Comparativo entre o Processo Convencional e o Processo Össur®

Critério	Processo Convencional (Artesanal)	Processo Össur® (Laminação Direta In-Mold)
Etapas de produção	Múltiplas (molde em gesso → prova → laminação → encaixe)	Reduzidas (laminação diretamente no coto com <i>Liner</i>)
Tempo de produção	Aproximadamente 1 dia (soquete), mas com várias etapas manuais	Algumas horas (sem molde separado), processo mais direto
Molde do coto	Necessita molde negativo em gesso do coto	<i>Liner</i> atua como molde direto, dispensando molde em gesso
Adaptação ao coto	Alta, ajustável com meias e substituição progressiva de encaixe	Adaptável, mas exige precisão no momento da aplicação do <i>Liner</i>
Uso de tecnologia de vácuo	Sim, com tubo PVA e bomba de vácuo para impregnação da resina	Sim, vedação direta com <i>Liner</i> e manta + resina aplicada por pressão
Materiais utilizados	Fibra de vidro, carbono, gesso, tubo PVA, resina epóxi/poliéster	<i>Liner</i> , fibra de carbono, silicone, resinas bicomponentes
Precisão do encaixe	Boa, mas depende da habilidade do protesista	Alta, por moldagem direta no coto com menor risco de erro
Conforto ao paciente	Requer ajustes contínuos com uso de meias	Ajuste inicial mais preciso; menos necessidade de meias
Custo do processo	Mais acessível (menor custo de materiais e equipamentos)	Mais elevado (materiais e sistema de aplicação especializados)
Tempo de treinamento necessário	Baixo a moderado (amplamente dominado por técnicos ortopédicos)	Alto (técnica específica, menos difundida)
Possibilidade de erros	Erros podem ocorrer no molde, laminação ou prova em gesso	Menor número de etapas reduz risco de erro, mas aplicação requer precisão
Flexibilidade de ajustes posteriores	Alta (encaixe provisório, necessidade de refazer o molde)	Baixa (menos etapas para intervenção posterior)
Durabilidade da prótese	Alta, dependendo da qualidade da laminação	Alta, com acabamento mais uniforme e menos pontos de tensão

Fonte: Elaboração própria.

O processo convencional é mais acessível e flexível, sendo amplamente utilizado em contextos com menor infraestrutura. No entanto, depende fortemente da experiência do protesista e envolve mais etapas manuais, o que pode afetar a padronização e o conforto inicial. O processo da Össur® é tecnologicamente mais avançado, com redução de etapas, melhor acabamento e precisão, mas requer maior investimento e treinamento técnico especializado, o que o torna menos acessível em ambientes com poucos recursos.

4.1.2. AACD – Atendimento Público

Na AACD, a abordagem adotada é focada na eficiência e na otimização de recursos, típica de instituições que operam sob demanda elevada e financiamento público. O método de fabricação adotado é exclusivamente o convencional, com tempo médio entre a coleta de medidas e entrega da prótese de cerca de sete dias. Embora o curto prazo seja positivo sob a perspectiva de logística, ele representa uma limitação técnica importante para a adaptação do paciente.

A fundação filantrópica que atende, em média, 400 pacientes por dia, abrangendo indivíduos de todas as idades com deficiências motoras. De acordo com a supervisora administrativa, pelo menos 60 % dos atendimentos são provenientes do SUS, além de atender pacientes de 39 municípios, realizando também atendimentos particulares e por convênios.

Diferente do CTO, não há uma fase de testes com encaixes provisórios nem reavaliações frequentes do coto, o que resulta na entrega de uma prótese definitiva antes da estabilização do volume do membro residual. Isso compromete diretamente a adaptação, podendo levar ao abandono precoce do dispositivo. Em especial nos casos de pacientes recém-amputados, essa abordagem pode ser contraproducente, uma vez que o coto tende a sofrer alterações significativas nos primeiros meses de uso.

Outro ponto crítico é o fato de que a substituição da prótese, no contexto do SUS, só é permitida a cada dois anos. Na prática, isso impede a adequação do dispositivo à evolução clínica do paciente e favorece o surgimento de feridas, dor e desistência do uso. A ausência de componentes estéticos também pode impactar negativamente a aceitação do dispositivo, especialmente entre pacientes jovens. Apesar disso, a AACD apresenta aspectos positivos importantes, como a realização de uma Avaliação Global multiprofissional, o que garante uma visão abrangente das necessidades do paciente. A utilização de componentes importados, como pés mecânicos alemães, mesmo que limite a nacionalização tecnológica, assegura maior confiabilidade e durabilidade das próteses fornecidas.

4.1.3. Considerações Críticas

Ao comparar os dois contextos, evidencia-se um dilema entre custo, personalização e efetividade na reabilitação. O modelo público é eficiente em termos de produção em escala, mas falha ao negligenciar as etapas de adaptação e ajuste da prótese. Por sua vez, o modelo

privado prioriza a individualização, mas não está acessível à maioria da população devido aos custos elevados (aproximadamente R\$ 18 000,00 para o modelo mais básico).

Do ponto de vista técnico, ambos os centros aplicam em seus processos de moldagem e injeção de resina. No entanto, enquanto o CTO adota procedimentos mais flexíveis e adaptativos, a AACD opera com processos rígidos e padronizados. O desafio para o futuro da reabilitação protética no Brasil está em encontrar um equilíbrio entre a eficiência produtiva do sistema público e a adaptabilidade centrada no paciente do sistema privado (Tabela 4.2).

Tabela 4.2 – Comparação entre empresa privada com o acesso público

Critério	Empresa Privada (Centro Técnico Ortopédico)	AACD / Sistema Público
Tempo de fabricação	Até 1 ano (com acompanhamento contínuo)	Aproximadamente 1 semana
Fase de adaptação	Sim, com uso progressivo de encaixes provisórios e meias	Não há fase formal de adaptação
Ajustes ao coto	Repetidos, conforme redução de volume	Limitado (troca da prótese a cada 2 anos pelo SUS)
Método de fabricação	Convencional artesanal + método direto (Össur®)	Convencional artesanal apenas
Custo estimado	~R\$ 18.000 (modelo simples, particular)	Gratuito para pacientes do SUS
Tecnologia empregada	Fibras de carbono, resinas epóxi, tubo PVA, RTM simplificado (vácuo)	Fibras de vidro, gesso, resina; menor uso de materiais de alta performance
Personalização da prótese	Alta (encaixe adaptado dinamicamente ao paciente)	Baixa (encaixe único sem acompanhamento posterior)
Freqüência de troca	Conforme necessidade clínica do paciente	A cada 2 anos (SUS)
Supporte ao paciente	Individualizado e contínuo	Pontual; atendimento massivo e limitado
Impacto na reabilitação	Maior sucesso na adesão e uso da prótese	Alta taxa de abandono por desconforto ou falta de ajuste adequado
Disponibilidade de componentes	Fabricados localmente ou importados, conforme necessidade	Componentes importados, como pés mecânicos da Alemanha
Público-alvo	Pagantes particulares (adultos e crianças)	SUS, convênios e atendimentos particulares
Capacidade de atendimento	Limitada (produção artesanal individualizada)	Alta (atende até 400 pacientes/dia)

Fonte: Elaboração própria.

Como conclusão destaca-se que o modelo privado foca na personalização, adaptação contínua e uso de materiais de alta performance, o que favorece a funcionalidade e conforto, porém a um custo elevado; já o modelo público (AACD) é mais ágil e acessível, mas sofre com limitações de acompanhamento, ajuste e reposição, o que compromete a adesão e eficácia da prótese, especialmente durante o período crítico de adaptação.

As tecnologias digitais têm o potencial de simplificar e otimizar diversas etapas do processo tradicional de fabricação de próteses, especialmente no que diz respeito à redução do uso excessivo de materiais como o gesso, à diminuição do tempo de produção e à possibilidade de realizar ajustes com maior precisão na modelagem do soquete. Tais avanços também viabilizam a aplicação de materiais de alto desempenho, frequentemente utilizados na indústria médica. Nesse cenário, a MA emerge como uma ferramenta estratégica, contribuindo de forma significativa para a personalização, repetibilidade e eficiência na produção de próteses, como evidenciado pelos autores Bernadelli Ribeiro; Gonçalves; Duarte Santana (2024), o uso do *scanner 3D* potencializa a MA abrindo caminho para uma integração da área médica e os processos de Design.

A integração de recursos como o escaneamento tridimensional do membro residual e o uso de softwares CAD, CAE e CAM permite a digitalização do processo de concepção protética. Essa abordagem favorece uma transição fluida da modelagem para a fabricação, eliminando etapas manuais e reduzindo a variabilidade associada à habilidade do operador. Além disso, a MA viabiliza a produção de geometrias complexas, com controle preciso da espessura e distribuição de material, características que são especialmente relevantes na personalização do soquete.

4.1.4. Problema detectado: crescimento x número de próteses

Durante as visitas de campo, entrevistas com profissionais e análise da literatura especializada, foi identificado um desafio recorrente no atendimento a pacientes pediátricos: o rápido crescimento corporal das crianças e a consequente demanda por múltiplas próteses ao longo do desenvolvimento. Em média, cada criança necessita de uma nova prótese por ano, o que pode totalizar entre 18 e 20 dispositivos ao longo da fase de crescimento (Fig. 4.6). Essa necessidade contínua representa um obstáculo tanto do ponto de vista logístico quanto econômico, especialmente no contexto de sistemas públicos de saúde como o SUS.

Além da frequência na substituição das próteses, observou-se que, quando fornecidas pelo SUS, as crianças geralmente recebem pés protéticos simples, que não contemplam os níveis de mobilidade necessários para atividades mais complexas. Essa limitação compromete a capacidade de exploração motora da criança e pode restringir significativamente sua independência funcional. A infância é um período crítico para o desenvolvimento psicomotor, e o uso de componentes protéticos pouco responsivos pode impactar negativamente aspectos como equilíbrio, coordenação e socialização.

Como evidenciado por Manocchio *et al.* (2024), a oferta precoce de próteses funcionalmente apropriadas está associada a maior adesão, melhor desempenho motor e menor ocorrência de estratégias compensatórias, refletindo diretamente em ganhos na qualidade de vida, autonomia e integração social. Dessa forma, reforça-se a importância de adotar abordagens que combinem eficiência produtiva com alta adaptabilidade funcional, garantindo dispositivos que acompanhem o crescimento infantil e respondam às exigências de mobilidade e exploração ambiental inerentes a essa fase do desenvolvimento.

Portanto, é essencial considerar soluções que aliem eficiência produtiva a maior adaptabilidade funcional, promovendo dispositivos que acompanhem o crescimento infantil e atendam às demandas específicas de mobilidade e exploração do ambiente, fundamentais para o pleno desenvolvimento da criança.

Figura 4.6 – Exemplos de próteses utilizadas durante o crescimento de uma criança



Fonte: Pinterest
(<https://br.pinterest.com/pin/842173199067610439/>; <https://mx.pinterest.com/pin/1030339220997526245/>)

A elevada demanda por próteses pediátricas, decorrente do rápido crescimento corporal infantil, acarreta não apenas desafios logísticos e financeiros, mas também impactos ambientais significativos como discutido também pelos autores Bernadelli Ribeiro; Gonçalves; Duarte Santana (2024). A constante substituição dos dispositivos resulta em um consumo expressivo de materiais, muitos dos quais não são biodegradáveis e apresentam longo tempo de

decomposição. Ao final do ciclo de uso, esses dispositivos são frequentemente descartados, acumulando-se em ambientes hospitalares ou familiares e ampliando o volume de resíduos sólidos gerados. Esse cenário evidencia a necessidade de repensar o modelo atual de produção e descarte de próteses, sobretudo no contexto da fabricação convencional. Torna-se relevante o desenvolvimento de soluções mais sustentáveis, como projetos modulares que permitam ajustes ao crescimento do usuário. A adoção de componentes padronizados e intercambiáveis pode viabilizar a criação de redes de reutilização e compartilhamento de peças-chave entre pacientes, especialmente em contextos com recursos limitados. Tais estratégias contribuiriam para a redução de resíduos, otimização de recursos e ampliação do acesso à tecnologia assistiva de forma mais equitativa e ambientalmente responsável.

4.2. Ensaios de tração do compósito de matriz polimérica com fibras descontínuas de carbono: desempenho mecânico e avaliação sob diferentes condições de MA

Os resultados dos ensaios de tração foram organizados de modo a permitir a análise comparativa entre as diferentes configurações de orientação de construção e ângulos de deposição dos filamentos no compósito polimérico reforçado com fibras descontínuas de carbono. Os dados obtidos foram tratados estatisticamente, com apresentação das médias e desvios padrão das tensões máximas suportadas por cada condição experimental. A partir disso, buscou-se correlacionar o comportamento mecânico observado com padrões previamente identificados na literatura, de forma a compreender a influência dos parâmetros de MA sobre o desempenho estrutural do material. Os resultados experimentais são apresentados e discutidos em conjunto de estudos relevantes, evidenciando tendências, convergências e particularidades do comportamento mecânico dos corpos de prova ensaiados. Adicionalmente, foram gerados e analisados os diagramas tensão-deformação relativos aos ensaios de tração, organizados conforme os diferentes ângulos de deposição — 90°, 45° e 0° — e respectivas orientações de construção (plana, lateral e vertical). Essa abordagem permitiu caracterizar o comportamento do material desde a fase elástica até a fratura, identificando variações no módulo de elasticidade, na deformação máxima e nos modos de falha em função das variáveis processuais.

Com o intuito de avaliar estatisticamente a influência da orientação de construção e da orientação de deposição do fio sobre o desempenho mecânico dos compósitos, foi conduzida uma análise de variância (ANOVA), empregando o software Microsoft Excel. Por fim, procedeu-se à análise qualitativa das fraturas dos corpos de prova, observando os aspectos

morfológicos resultantes dos diferentes modos de falha, com o objetivo de aprofundar a compreensão dos mecanismos de ruptura associados a cada condição de fabricação.

Em relação à fabricação dos corpos de prova, cada variação geométrica resultou em valores distintos de massa e tempo de impressão, conforme estimado pelo software Ultimaker Cura® (Tabela 4.3). A amostra 1.1, com orientação a 90° na posição plana, apresentou tempo de impressão de 23 minutos e massa de 7 g. A amostra 1.2, orientada a 90° na posição lateral, demandou 30 minutos de fabricação, com massa de 8 g. Para a amostra 1.3, com orientação a 90° na posição vertical, o tempo estimado foi de 32 minutos de impressão, com massa de 7 g. A amostra 1.4, com orientação a 45° na posição plana, teve tempo de impressão de 23 minutos e massa de 7 g, enquanto a amostra 1.5 (45° lateral) apresentou tempo de 30 minutos e massa de 8 g. A amostra 1.6 (45° vertical) necessitou de 33 minutos para ser impressa, com massa de 8 g. No caso da orientação a 0°, a amostra 1.7 (posição plana) foi impressa em 22 minutos, com 7 g de massa. A amostra 1.8 (0° lateral) apresentou tempo de 30 minutos e massa de 8 g, e por fim, a amostra 1.9 (0° vertical) teve tempo de fabricação de 28 minutos e massa de 8 g.

Tabela 4.3 – Fabricação dos corpos de prova em relação ao tempo de impressão e a massa final do CP

Corpo de prova	Tempo de impressão	Massa
1.1 (orientação a 90° na orientação plana)	23 minutos	7 g
1.2 (orientação a 90° na orientação lateral)	30 minutos	8 g
1.3 (orientação a 90° na orientação vertical)	32 minutos	7 g
1.4 (orientação a 45° na orientação plana)	23 minutos	7 g
1.5 (orientação a 45° na orientação lateral)	30 minutos	8 g
1.6 (orientação a 45° na orientação vertical)	33 minutos	8 g
1.7 (orientação a 0° na orientação plana)	22 minutos	7 g
1.8 (orientação a 0° na orientação lateral)	30 minutos	8 g
1.9 (orientação a 0° na orientação vertical)	28 minutos	8 g

Fonte: Elaboração própria

A Tabela 4.4 apresenta os principais resultados dos ensaios de tração realizados no compósito polimérico de matriz de PLA com reforços de fibras descontínuas de carbono da fabricante GTMax®, sob diferentes condições de fabricação (MA). Para os valores máximos de força e de limite de resistência a tração, são apresentadas a média e o desvio padrão para cada condição experimental.

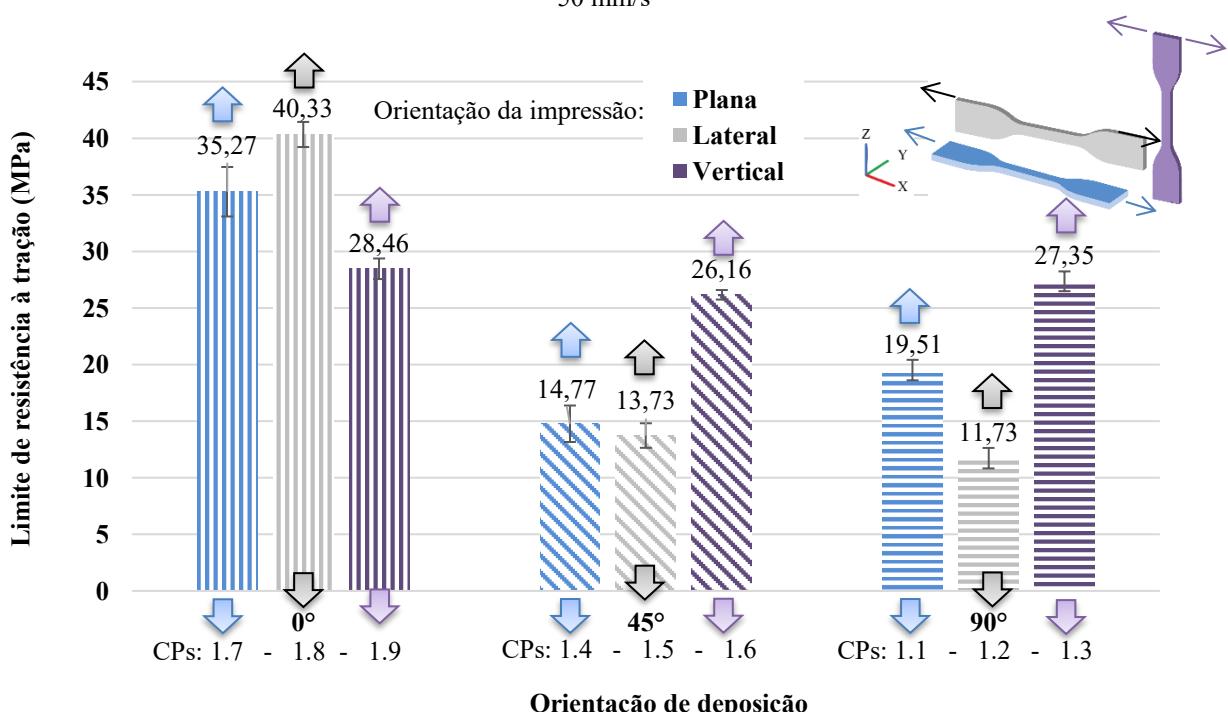
Tabela 4.4 – Principais resultados (média e desvio padrão) encontrados nos ensaios de tração do compósito de matriz PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono, sob diferentes condições de manufatura aditiva.

Angulo da deposição	Orientação da impressão	CP	Força (N)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Área (mm ²)	Limite de resistência (MPa)
90°	Plana	1.1	468,30±21,81	6,618±0,068	3,835±0,023	25,380±0,284	19,51±0,91
	Lateral	1.2	281,50±10,12	6,273±0,032	4,427±0,017	27,773±0,160	11,73±0,42
	Vertical	1.3	656,50±20,99	5,764±0,103	4,188±0,007	24,139±0,446	27,35±0,87
45°	Plana	1.4	354,50±26,61	6,550±0,032	3,825±0,032	25,050±0,218	14,77±1,11
	Lateral	1.5	329,50±26,05	6,222±0,039	4,418±0,012	27,492±0,191	13,73±1,09
	Vertical	1.6	627,90±21,70	6,065±0,015	4,217±0,010	25,575±0,102	26,16±0,90
0°	Plana	1.7	845,40±51,07	6,086±0,027	4,435±0,020	26,992±0,097	35,27±2,18
	Lateral	1.8	967,80±38,64	6,068±0,075	4,016±0,210	24,372±1,046	40,33±1,61
	Vertical	1.9	683,10±21,75	6,122±0,024	3,776±0,178	23,116±1,043	28,46±0,91

Fonte: Elaboração própria.

A Figura 4.7 apresenta os limites de resistência à tração ($\sigma_{\text{máx}}$) para cada condição analisada, permitindo visualizar o comportamento do material frente às diferentes combinações de orientação de construção e a orientação de deposição do filamento. As colunas do gráfico correspondem às diferentes orientações de deposição, sendo estas ilustradas na vista superior das peças, representadas em modelo tridimensional à direita do gráfico.

Figura 4.7 – Limite de resistência à tração em relação aos ângulos da deposição do material (0°, 45° e 90°) e posição dos corpos de prova sobre a plataforma de deposição (plana, lateral e vertical) obtidos nos ensaios de tração, utilizando corpos de prova de compósitos de matriz PLA e reforço de fibras de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s



Fonte: Elaboração própria.

De acordo com os resultados obtidos, percebe-se que a resistência a tração varia de acordo com a orientação de construção e da orientação de deposição, evidenciando o caráter anisotrópico das peças fabricadas.

Observou-se que os maiores valores de resistência à tração foram obtidos nas amostras com a orientação de deposição de 0° , especialmente na orientação de construção lateral (conjunto 1.8), que atingiu cerca de $40,33 \pm 1,61$ MPa. Esse desempenho superior pode ser atribuído ao alinhamento do filamento na direção da carga aplicada, promovendo uma maior eficiência na transmissão de esforços, como também discutido por Kargar *et al.* (2023), que apontam que a deposição a 0° favorece a resistência devido ao posicionamento dos filamentos ao longo do eixo de tração. Além disso, nesta configuração, a tração é aplicada diretamente sobre as cadeias poliméricas dos filamentos, sem a necessidade de atravessar interfaces interlaminares.

Comparando com os demais conjuntos da categoria 0° , verifica-se que a orientação plana (1.7) apresentou o limite de resistência de $35,27 \pm 2,18$ MPa, e a vertical (1.9), apresentou o limite de resistência de $28,46 \pm 0,91$ MPa. Essa variação entre orientações dentro de um mesmo ângulo reforça a importância da posição construtiva das camadas no desempenho mecânico. Resultados semelhantes (na proporção da anisometria) foram reportados por Reverte *et al.* (2020), que observaram tensões de 70,3 MPa e 66,1 MPa nas orientações plana e lateral, respectivamente, para PLA com fibra de carbono, enquanto a orientação vertical resultou em apenas 18,2 MPa. A tendência se mantém, demonstrando a perda de resistência na construção vertical, possivelmente devido à menor coesão entre as camadas nessa direção.

Na orientação plana a 0° , os filamentos também estão alinhados com a direção da tração, entretanto, a peça é construída ao longo do eixo Z, o que implica a presença de interfaces interlaminares perpendiculares à base. Embora a orientação dos filamentos contribua para o bom desempenho, a resistência mecânica é ligeiramente inferior à configuração lateral devido à influência das interfaces entre camadas, as quais representam planos potenciais de falha. Por outro lado, a orientação vertical a 0° apresentou o menor desempenho entre as três posições nesse ângulo visto que, nesta configuração, a tração é aplicada paralelamente ao eixo Z, forçando a carga a atravessar sucessivas interfaces interlaminares — regiões reconhecidamente mais frágeis devido à menor densidade de ligações químicas entre cadeias poliméricas adjacentes, difusão térmica limitada e maior presença de porosidade (Sun *et al.*, 2008; Ahn *et al.*, 2002).

Para os conjuntos com deposição a 45°, os valores de limite de resistência variaram entre $13,73 \pm 1,09$ MPa (1.5, lateral), $26,16 \pm 0,90$ MPa (1.6, vertical) e $14,77 \pm 1,11$ MPa (1.4, plana), apresentando menor resistência geral quando comparado às amostras com a deposição a 0°, exceto no caso da amostra 1.6. Esse resultado específico pode estar relacionado a variabilidades na qualidade da impressão ou na adesão entre as camadas. Essa configuração promove uma distribuição mista de tensões (tração e cisalhamento) nas interfaces, resultando em menor eficiência estrutural. Na vertical, entretanto, o arranjo dos filamentos parece favorecer um caminho mais eficiente de transmissão de carga, o que explica o melhor desempenho relativo. Hale e Ng (2020) explicam que, em ângulos como 45°, ocorre uma combinação de esforços de tração e cisalhamento, o que pode comprometer a integridade do material, especialmente em regiões de transição entre camadas.

No caso das amostras com deposição a 90°, o limite de resistência dos conjuntos foi ainda menor, com destaque para o conjunto 1.3 (orientação de construção vertical), que atingiu $27,35 \pm 0,88$ MPa. Este valor foi superior ao das orientações de construção plana (1.1 - 19,51 MPa) e lateral (1.2 - 11,73 MPa). Esse comportamento pode indicar uma possível influência de outros fatores, como espessura de camada ou parâmetros de impressão.

Na orientação de deposição de 90°, os filamentos são depositados transversalmente ao eixo da tração, e a carga precisa ser inteiramente transmitida através das interfaces entre filamentos. Tais diferenças reforçam que a resistência mecânica não depende apenas da orientação de deposição, mas também da forma como o corpo de prova é posicionado na plataforma de impressão (orientação de construção), o que define a direção predominante das interfaces interlaminares em relação à carga aplicada.

Estudos como o de Chacón *et al.* (2017) mostram que variações nessas condições têm impacto direto tanto na resistência como no modo de falha, com a orientação vertical apresentando até 78 % de redução de resistência em condições extremas. Esses achados estão em conformidade com os apontamentos de Khosravani *et al.* (2022), que demonstraram que a orientação construtiva é determinante para a resistência de peças impressas via FFF, com a orientação de deposição de 0° proporcionando os maiores valores de limite de resistência. A coerência dos presentes resultados com esses estudos confirma a sensibilidade do compósito à direção de deposição e reforça a importância do alinhamento entre o carregamento aplicado e a orientação dos filamentos.

Além disso, outros trabalhos com materiais distintos, como os compósitos de Nylon® analisados por Chacón *et al.* (2019) e Pertuz *et al.* (2020), também reforçam a tendência de

melhor desempenho para orientações construtivas alinhadas ao esforço principal. Embora os valores absolutos de tensão sejam mais altos nesses estudos devido ao uso de fibras contínuas ou diferentes matrizes (como poliamida em vez de PLA), a consistência na tendência reforça a validade dos resultados.

As interfaces interlaminares, normalmente localizadas no eixo Z, apresentam menor resistência devido à ausência de pressão durante a deposição, resfriamento rápido, e fusão incompleta entre filamentos. Adicionalmente, parâmetros como espessura da camada e taxa de extrusão influenciam diretamente essa adesão: camadas mais finas e maiores taxas de extrusão promovem maior compactação e menor porosidade, aumentando a área efetiva de seção resistente e, consequentemente, a resistência mecânica (Rodrigues *et al.*, 2020).

Em síntese, os dados obtidos demonstram que tanto a orientação de deposição quanto a orientação de construção influenciam significativamente o desempenho mecânico do compósito analisado. A análise comparativa com a literatura reforça que a deposição a 0° e a orientação lateral são mais eficazes para resistir à tração, devido à melhor continuidade estrutural e alinhamento entre os filamentos e a força aplicada.

4.2.1. Tensão deformação¹⁷

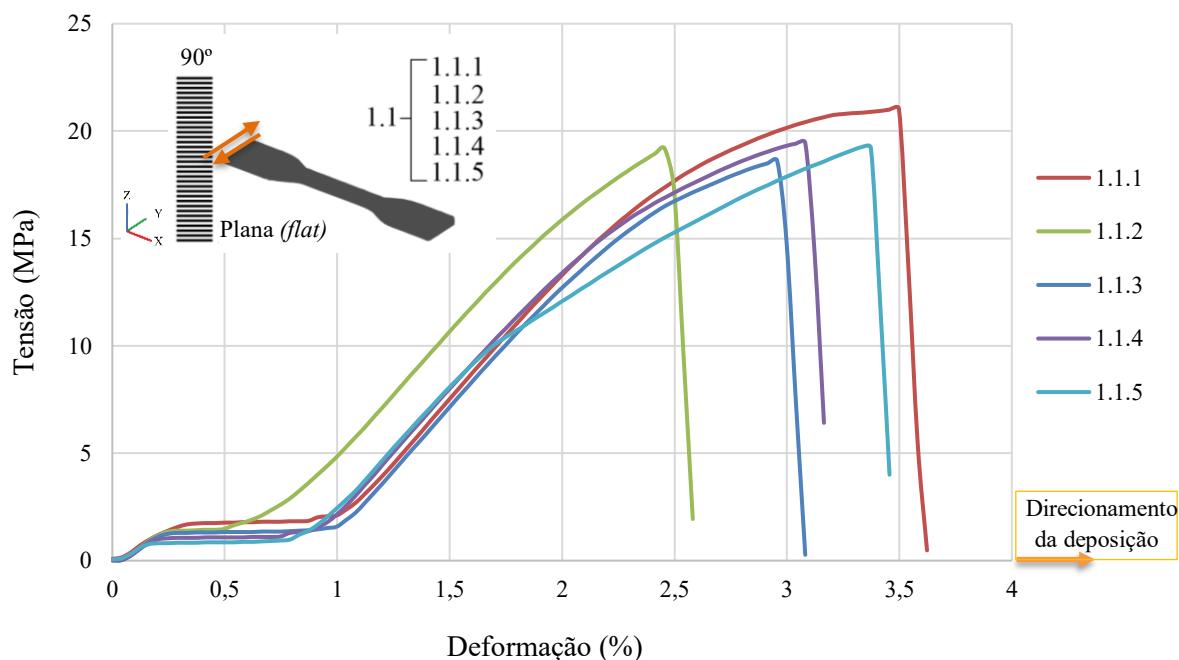
Nas Figuras 4.8, 4.9 e 4.10 estão apresentados os gráficos tensão-deformação dos ensaios de tração dos corpos de prova obtidos com diferentes ângulos de deposição e diferentes orientações de construção, para todos os ensaios realizados no compósito de matriz PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono, considerando as condições de orientação plana, lateral e vertical, todos com a deposição do filamento a 90° . Em cada um dos gráficos são apresentadas as curvas de tensão deformação para todas as réplicas realizadas (cinco réplicas foram realizadas em cada condição).

Em relação as fases do ensaio de tração do conjunto 1.1 (Fig. 4.8): deformação parasita ocorreu entre $\sim 0\%$ a $\sim 1,0\%$ e a fase elástica ocorreu de aproximadamente $1,0\%$ até aproximadamente $2,0\%$ de deformação). Isso indica que o material está se comportando de maneira elástica, ou seja, ao cessar a carga, ele retornaria à sua forma original. A inclinação desta reta representa o módulo de elasticidade (ou módulo de Young) do compósito *DFPC*; logo após a região elástica, observa-se uma leve inflexão (curvatura descendente da rigidez) o

¹⁷ Ressalta-se que os gráficos Tensão deformação apresentam “deformação parasita” entre o trecho inicial até os $0,5\%$, que não corresponde à deformação real da amostra, mas sim a efeitos externos ao corpo de prova. Isso ocorre devido as folgas ou deslizamentos nos encaixes da máquina de ensaio devido a acomodação das garras da máquina.

que indica o início do escoamento do material detectado a partir de 2,0 % de deformação. O material começa a sofrer deformações plásticas permanentes, ou seja, não retorna mais ao estado original após a retirada da carga; após o início do escoamento, o material apresentou um aumento na resistência à medida que a deformação continua. Isso é representado pela ascensão da curva até o ponto de máxima tensão (pico). Houve uma queda brusca na curva, indicando o início da estrição (formação do pescoço). Essa fase representa a concentração de deformações em uma região localizada, culminando na fratura final do corpo de prova. Observa-se que, após o pico, alguns corpos de prova caem abruptamente (1.1.2 e 1.1.3), indicando a estrição localizada. Outros conjuntos (1.1.1, 1.1.4, 1.1.5) mantêm tensão relativamente estável antes da ruptura. A queda abrupta revela a ruptura do material (2,5 % – 3,7 % dependendo do corpo de prova, onde o conjunto 1.1.2 rompe precoce, em 2,5 % e o conjunto 1.1.1 rompe mais tarde, 3,7 %), geralmente de forma frágil, especialmente visível nas amostras 1.1.2, 1.1.3 e 1.1.4.

Figura 4.8 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.1 (orientação de deposição 90° e orientação de construção plana), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.

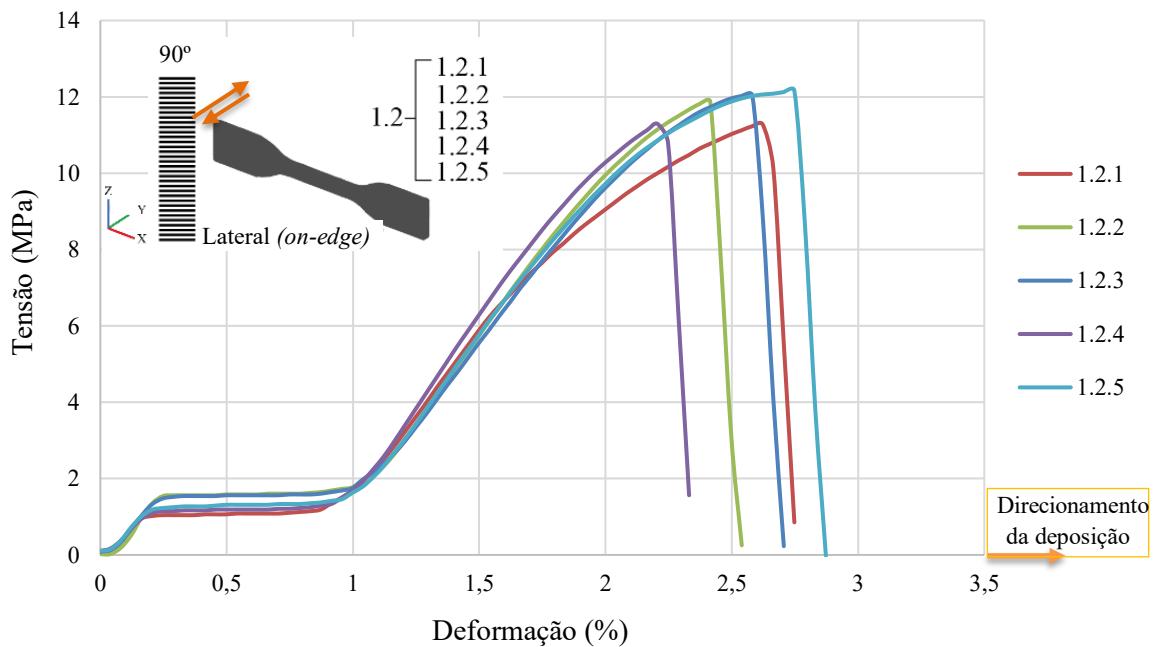


Fonte: Elaboração própria.

Em relação ao gráfico tensão-deformação do ensaio 1.2 (Fig. 4.9) observou: uma deformação parasita (0 % – ~1,0 %), e a fase elástica ocorreu entre ~1,0 % e ~1,7 % de

deformação. A curva mostra uma relação linear entre tensão e deformação, evidenciando comportamento elástico. A inclinação dessa reta reflete o módulo de elasticidade dos corpos de prova. Essa região é semelhante entre todas as amostras, indicando consistência no início do carregamento; a transição entre o comportamento elástico e plástico é observada no gráfico, onde a rigidez do material começa a reduzir. A curva se tornou menos inclinada, revelando o início da deformação plástica. Observa-se o início da deformação plástica a partir de aproximadamente 1,7 % e logo após o pico de tensão, todas as curvas apresentaram uma queda brusca. Esse comportamento é característico da formação de um pescoço (*necking*) (~2,2 % – 2,8 %), onde a deformação se concentra em uma área localizada, culminando na ruptura (~2,3 % – 3,0 %). A fratura é abrupta e ocorre com perda súbita de carga, evidenciada pelo declínio acentuado das curvas. As amostras 1.2.2 e 1.2.4, por exemplo, rompem com menos deformação (~2,4 %– 2,5 %); em comparação às demais.

Figura 4.9 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.2 (orientação de deposição a 90° e orientação de construção lateral), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.

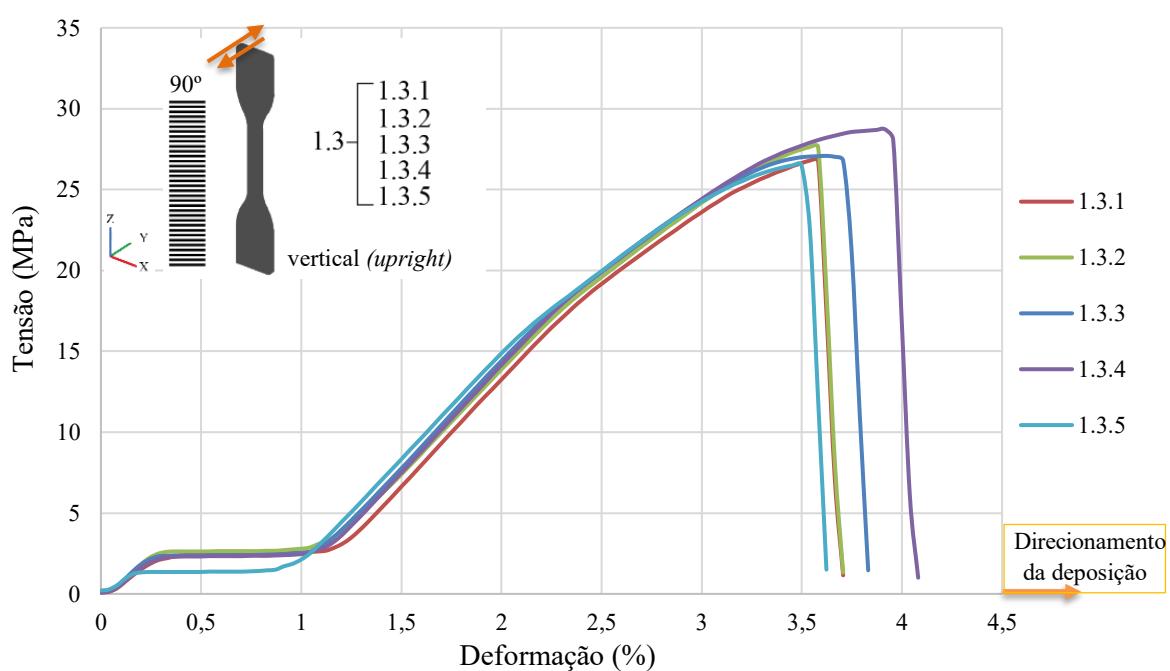


Fonte: Elaboração própria.

Em relação ao gráfico tensão-deformação do ensaio 1.3 (Fig. 4.10) observou: deformação parasita (0 % – ~1,0 %). As curvas das cinco amostras são bem semelhantes, indicando repetibilidade da resposta elástica; após o limite elástico (~1,0 % – ~2,0 %), houve um leve decréscimo na rigidez das curvas, evidenciando o início da deformação plástica

(~2,0 % – ~3,0 %). A tensão continuou a aumentar, mas a taxa de crescimento é menor. Essa transição, característica do escoamento, se estendeu até aproximadamente 2,5 % – 3,5 % de deformação; após a etapa de escoamento observou-se um novo crescimento acentuado da tensão até o pico máximo. O pico de tensão alcança valores em torno de 28 MPa – 30 MPa, superiores aos grupos anteriores, sugerindo maior resistência nesta orientação vertical; após o pico, as curvas sofreram queda abrupta seguido pela fratura (~3,5 % – 4,2 %). A perda súbita de tensão mostra que o material falha de maneira relativamente frágil, com ruptura localizada. Algumas amostras, como a 1.3.4, atinge o maior alongamento (~4,1 %) antes da queda total, o que pode indicar alguma tenacidade adicional ou fratura mais progressiva.

Figura 4.10 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.3 (orientação de deposição a 90° e orientação de construção vertical), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.



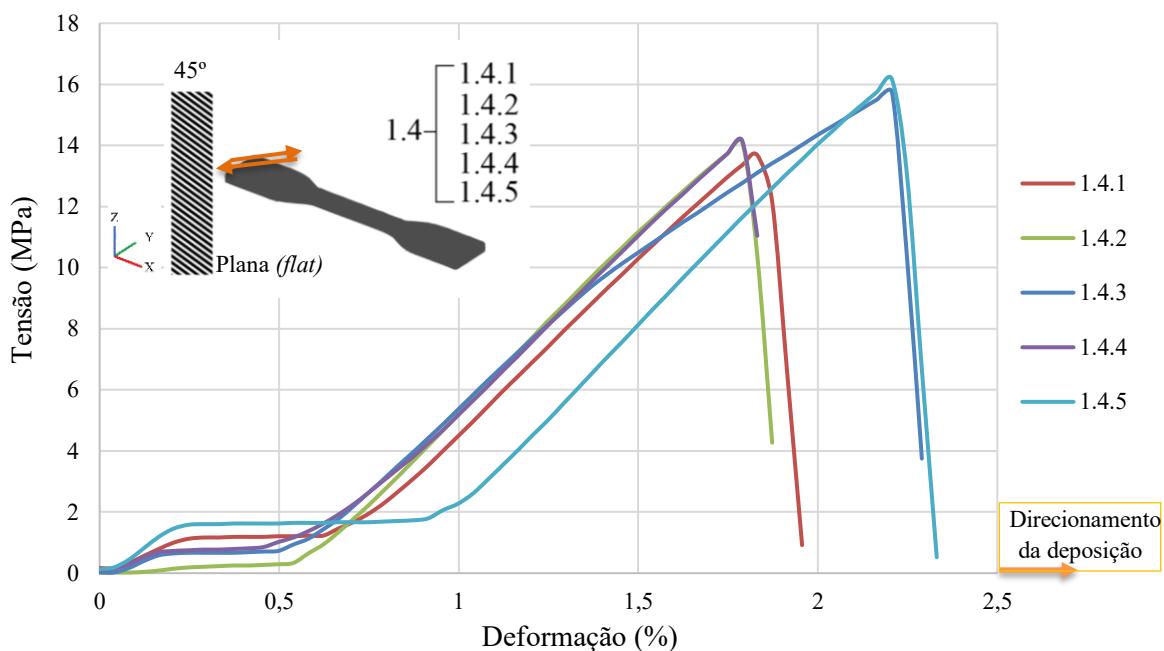
Fonte: Elaboração própria.

Os testes de tração realizados em materiais compósitos fabricados por MA, com orientação da deposição do filamento a 90° (Fig. 4.8, 4.9 e 4.10), evidenciaram a influência significativa da direção de impressão nas propriedades mecânicas. Os corpos de prova, com orientação plana apresentaram resistência intermediária, com tensão máxima variando entre 20 MPa e 23 MPa, indicando a influência da adesão entre linhas de filamento. Já na orientação lateral, onde o carregamento atua perpendicularmente às linhas impressas, observou-se o pior

desempenho mecânico, com tensões máximas entre 10 MPa e 12 MPa, atribuídas à baixa resistência interlamentar. Por outro lado, a orientação de construção vertical com a orientação de deposição a 90º proporcionou os melhores resultados, atingindo tensões entre 25 MPa e 28 MPa, com alta repetibilidade, pois o esforço de tração foi absorvido ao longo do eixo dos filamentos, aproveitando plenamente a resistência do material compósito. Já nas Figuras 4.11, 4.12 e 4.13 estão apresentados os gráficos tensão-deformação para todos os ensaios realizados no compósito de matriz PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono, considerando as condições de orientação de construção plana, lateral e vertical, e todos com a orientação de deposição de 45º.

Em relação ao gráfico tensão-deformação do ensaio 1.4 (Fig. 4.11) observou: uma deformação parasita (0 % – ~0,5 %); a fase elástica ocorreu entre ~0,5 % – 1,3 % de deformação, apresentando um comportamento linear até ~ 5 MPa – 6 MPa, característico da resposta elástica do material. A tensão cresce proporcionalmente à deformação. Esta região revelou um módulo de elasticidade mais baixo do que o observado nos conjuntos 1.1, 1.2 e 1.3, indicando menor rigidez do compósito com orientação de deposição a 45º; após o limite elástico, observou-se uma mudança na inclinação das curvas, onde o material entrou em regime plástico, com aumento de deformação e crescimento mais lento da tensão. Esse escoamento se estende aproximadamente até 1,5 % de deformação. Algumas curvas (como a da amostra 1.4.3) não exibiram um processo claro de escoamento, sugerindo transição suave entre as fases; a tensão continuou a aumentar até atingir o valor máximo (pico), por volta de 13 MPa – 16 MPa. Amostras como a 1.4.5 mostraram mais evidente um crescimento sustentado da tensão até próximo à fratura; após o pico, todas as curvas sofreram queda abrupta (~1,8 % – 2,3 %), evidenciando formação do pescoço seguida pela ruptura frágil. A ruptura ocorreu de maneira rápida, como visto nas curvas das amostras 1.4.1, 1.4.2 e 1.4.4.

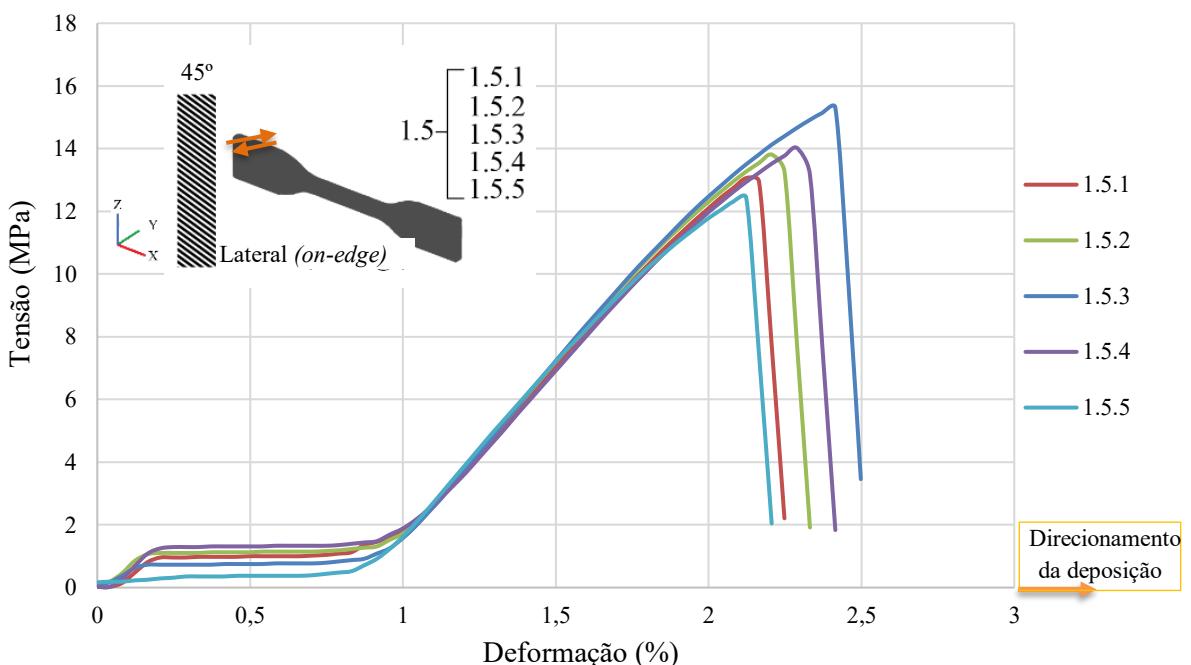
Figura 4.11 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.4 (orientação de deposição a 45° e orientação de construção plana), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.



Fonte: Elaboração própria.

Em relação ao gráfico tensão-deformação do ensaio 1.5 (Fig. 4.12) observou: uma deformação parasita ($0\% - \sim 1,0\%$) relação linear entre tensão e deformação no início da curva (até aproximadamente 1,5 % de deformação), representando o comportamento elástico do compósito; após o limite elástico, houve uma mudança de inclinação da curva, com o material entrando em regime de escoamento. A deformação plástica se iniciou, com tensão ainda crescente, porém com uma taxa menor. Essa fase se estendeu até cerca de aproximadamente 1,8 % de deformação, variando levemente entre as amostras; a partir de $\sim 2,0\%$ até o pico de tensão (entre 2,3 % e 2,5 % de deformação), observou-se um leve aumento da resistência do material. Após o pico, todas as curvas apresentaram uma queda abrupta na tensão ($\sim 2,1\% - 2,5\%$), sinalizando a formação do pescoço, seguida da ruptura frágil. A ruptura ocorreu de forma repentina e concentrada, indicando comportamento frágil típico de compósitos em que a falha ocorre na interface entre camadas ou filamentos. A similaridade nas curvas indica boa repetibilidade do processo.

Figura 4.12 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.5 (orientação de deposição a 45° e orientação de construção lateral), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.

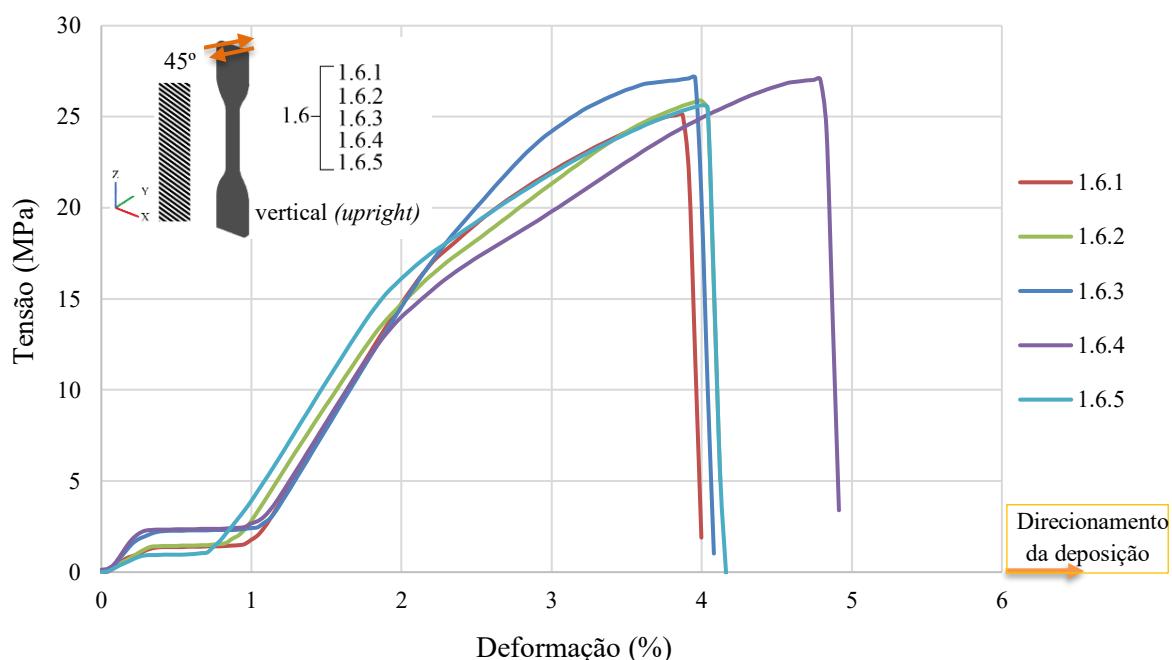


Fonte: Elaboração própria.

Em relação ao gráfico tensão-deformação do ensaio 1.6 (Fig. 4.13) observou: uma deformação parasita ($0\% - \sim 1,0\%$) e a fase elástica observou um comportamento linear, com o aumento proporcional entre tensão e deformação (até aproximadamente $1,5\%$ de deformação). Essa região indica o módulo de elasticidade, que está entre os maiores de todos os conjuntos testados, refletindo maior rigidez inicial do compósito nessa orientação; a fase de escoamento ocorreu entre $\sim 1,5\% - \sim 2,5\%$ de deformação, o qual o material começou a sofrer deformações permanentes. A inclinação da curva diminuiu, mas a tensão continuou a aumentar, indicando que o material mantém resistência mesmo após o limite elástico; foi observado uma subida mais acentuada até o pico de tensão ($\sim 27\text{ MPa} - 29\text{ MPa}$) atingindo $\sim 2,5\% - \sim 4,0\%$ de deformação. As amostras 1.6.3, 1.6.4 e 1.6.5 apresentaram destaque nessa fase, atingindo tanto maiores tensões quanto maiores deformações, sinalizando resistência e ductilidade elevadas; após o pico, houve uma queda súbita na tensão, o que indica a formação do pescoço e subsequente ruptura frágil. O colapso aconteceu de forma abrupta ($\sim 3,8\% - 5,0\%$) em todas as amostras, mas a deformação total no momento da fratura foi superior à da maioria dos outros grupos. A amostra 1.6.4, por exemplo, alcançou o maior alongamento de $\sim 5\%$ de deformação, sugerindo comportamento mais dúctil. Esse conjunto demonstrou desempenho superior em

relação à resistência à tração e ductilidade, o que sugere que a orientação a 45° na vertical favorece uma melhor distribuição de esforços entre matriz e fibras descontínuas, maximizando o aproveitamento mecânico do compósito.

Figura 4.13 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.6 (orientação de deposição a 45° e orientação de construção vertical), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.



Fonte: Elaboração própria.

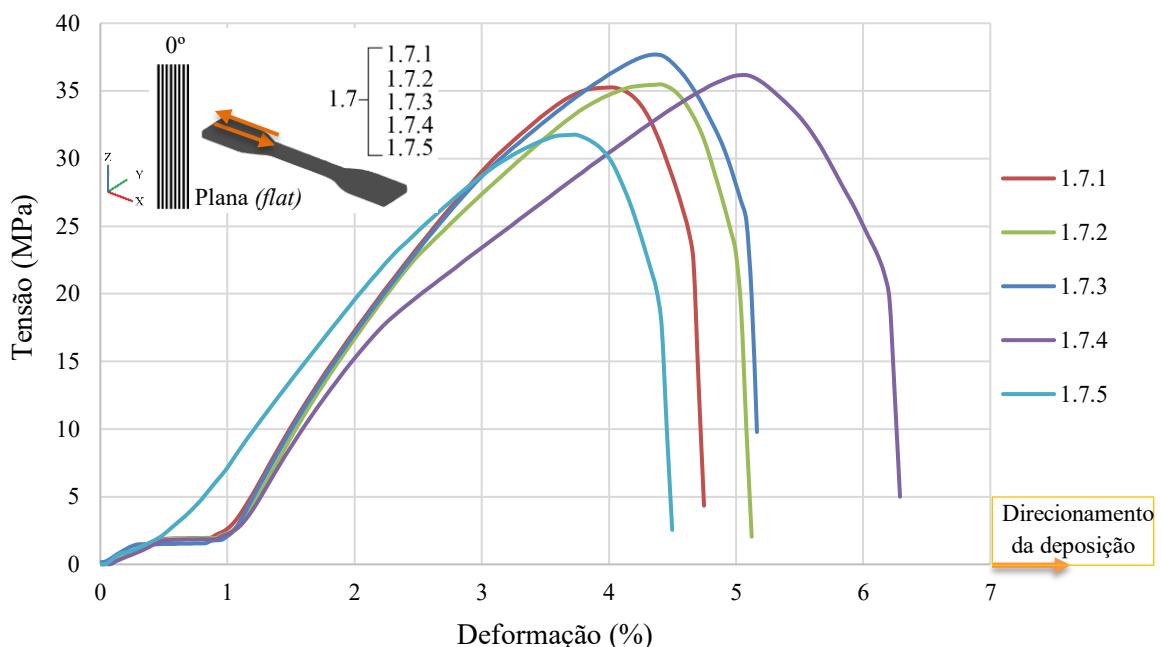
Em relação aos gráficos referentes a orientação de deposição a 45° (Fig. 4.11, 4.12 e 4.13), a orientação de construção plana (1.4) demonstrou menor resistência máxima à tração, cerca de 14 MPa a 16 MPa e uma deformação até ruptura mais limitada, em torno de 2 %, indicando que, apesar de o material apresentar boa aderência inicial entre as camadas, sua capacidade de suportar tensões elevadas é relativamente baixa. A orientação lateral (1.5) apresenta tensões de ruptura similares 12 MPa a 16 MPa, porém com deformações superiores a aproximadamente 2,3 %, evidenciando uma resposta mais dúctil e maior capacidade de absorver energia antes da fratura. Já a orientação vertical (1.6) destaca-se significativamente, alcançando tensões máximas próximas de 26 MPa a 28 MPa e deformações superiores a 4 %, o que mostra um ganho notável de resistência e ductilidade.

Nas Figuras 4.14, 4.15 e 4.16 estão apresentados os gráficos relativos à tensão-deformação, para todos os ensaios realizados no compósito de matriz PLA com reforço de fibras

descontínuas de carbono, considerando as condições de orientação de construção plana, lateral e vertical, todos com a orientação de deposição do filamento de 0°.

Em relação ao gráfico tensão-deformação do ensaio 1.7 (Fig. 4.14) observou: uma deformação parasita (0 – ~1,0 %), e na fase elástica um comportamento linear até aproximadamente 1,5 % de deformação. As curvas se elevaram de forma linear, indicando comportamento elástico e alta rigidez inicial. O módulo de elasticidade nesta orientação está entre os mais altos, mostrando que o carregamento é bem absorvido ao longo do eixo das camadas impressas; após o limite elástico, as curvas apresentaram uma redução na inclinação, revelando o início da deformação plástica. O material começou a deformar de forma permanente, mas continuou resistindo bem à tração. Essa fase se estendeu até ~3,5 % de deformação, com leve variação entre as amostras; as curvas apresentaram um claro crescimento até o pico máximo, atingindo valores de tensão entre 33 MPa e 37 MPa. Isso evidencia que, após o escoamento, o material ainda consegue resistir a maiores cargas devido à orientação favorável dos filamentos e à compactação da matriz. A amostra 1.7.3, por exemplo, atingiu o maior pico de tensão de todos os conjuntos; as curvas revelaram diferentes comportamentos pós-pico: algumas (1.7.1, 1.7.2 e 1.7.5) apresentaram fratura abrupta após o pico, com queda súbita da tensão (~4,0 % – 5,3 %) — indicando ruptura frágil. Já a amostra 1.7.4 apresenta fratura mais dúctil, com uma queda mais gradual e prolongada, chegando a quase 6,5 % de deformação antes da ruptura. Isso demonstra uma maior capacidade de absorção de energia, comportamento desejável em muitas aplicações. Esse conjunto se destacou como um dos mais resistentes e dúcteis, o que era esperado dada a orientação paralela das camadas à carga de tração (0°).

Figura 4.14 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.7 (orientação de deposição a 0° e orientação de construção plana), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de 200 °C, temperatura da mesa de 60 °C (primeira camada) e 50 °C (demais camadas), bocal de 0,4 mm, camada de 0,25 mm, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s.

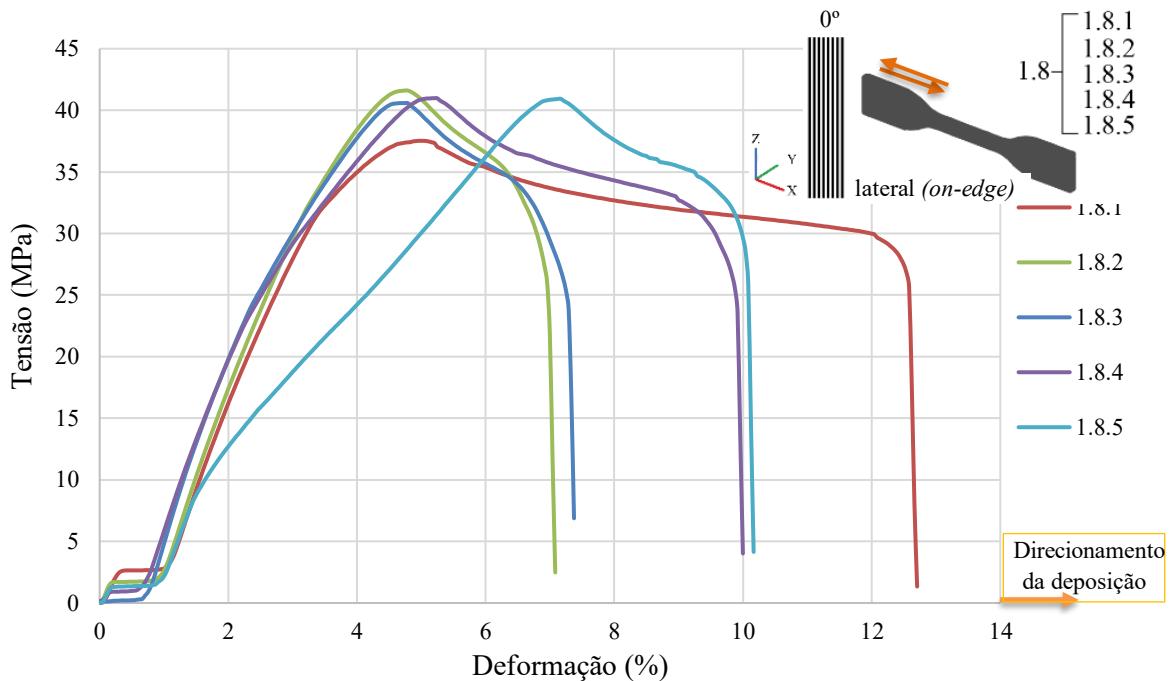


Fonte: Elaboração própria.

Em relação ao gráfico tensão-deformação do ensaio 1.8 (Fig. 4.15) observou: uma deformação parasita ($0 - \sim 1,0\%$); um crescimento linear das curvas, até aproximadamente 1,5 % de deformação, indicando comportamento elástico. Essa fase revelou um módulo de elasticidade elevado, com boa rigidez inicial. As curvas são praticamente sobrepostas nesse trecho, demonstrando consistência entre os corpos de prova; a fase de escoamento ocorreu após o limite elástico, com redução da inclinação das curvas, embora a tensão continuou a aumentar. Isso indica o início da deformação plástica, que se prolongou até aproximadamente 4,0 % – 5,5 % de deformação. Essa fase é bem pronunciada, e algumas curvas mostraram transições suaves, sugerindo plasticidade estável; logo após observou-se um crescimento contínuo da tensão até atingir o pico — entre ~ 39 MPa e 42 MPa, o mais alto dentre todos os conjuntos analisados. As amostras 1.8.2 e 1.8.5 se destacaram pelo alto pico de tensão; após o pico de tensão, as curvas apresentaram dois comportamentos distintos; algumas amostras (1.8.2, 1.8.3 e 1.8.4) teve queda abrupta ($\sim 6,5\% - \sim 10\%$), sinalizando ruptura frágil; outras (como 1.8.1 e 1.8.5) mantiveram queda gradual, com maior deformação até a fratura ($\sim 10\% - 13\%$ de deformação), indicando um comportamento mais dúctil e capacidade de absorver energia até a ruptura. Este conjunto apresentou o melhor desempenho global, combinando alta resistência,

alta ductilidade, características desejáveis em aplicações que exigem resistência mecânica e tenacidade. Isso se deve à orientação ideal das linhas de impressão em relação à direção da carga.

Figura 4.15 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.8 (orientação de deposição a 0° e orientação de construção lateral), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de $200\text{ }^\circ\text{C}$, temperatura da mesa de $60\text{ }^\circ\text{C}$ (primeira camada) e $50\text{ }^\circ\text{C}$ (demais camadas), bocal de $0,4\text{ mm}$, camada de $0,25\text{ mm}$, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s .

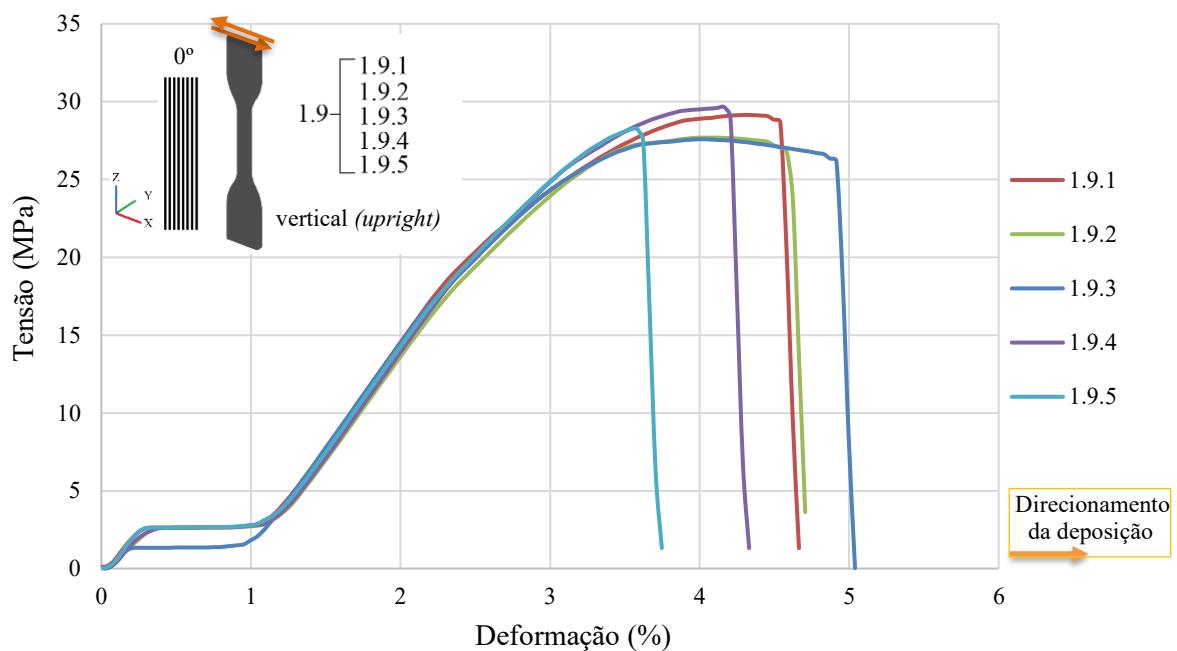


Fonte: Elaboração própria.

Em relação ao gráfico tensão-deformação do ensaio 1.9 (Fig. 4.16) observou: uma deformação parasita ($0 - \sim 1,0\text{ %}$); as curvas apresentaram comportamento linear até aproximadamente $2,0\text{ %}$ de deformação, indicando o regime elástico do material. O módulo de elasticidade é relativamente uniforme entre as amostras, e inferior ao observado em conjuntos como 1.7 e 1.8, o que evidencia menor rigidez estrutural devido à orientação das camadas; após o limite elástico, as curvas continuaram subindo com menor inclinação até aproximadamente $3,0\text{ %}$ de deformação. Essa fase representou o escoamento, em que o material começou a apresentar deformações plásticas permanentes; após, observou-se um leve crescimento da tensão até o pico de resistência, que variou entre 28 MPa e 30 MPa . As amostras 1.9.1 e 1.9.4 apresentaram picos próximos a 30 MPa ; após o pico de tensão, todas as curvas apresentaram uma queda abrupta, indicando formação do pescoço e subsequente ruptura frágil. Apesar da boa deformação total ($\sim 3,8\text{ %} - 5\text{ %}$), não houve absorção prolongada de energia após o pico. Isso é típico de falha interlaminar, com rompimento entre camadas — coerente com a orientação

vertical das camadas a 0° , considerada crítica nesse tipo de fabricação. Esse conjunto apresentou boas tensões máximas, mas com fratura abrupta e risco elevado de delaminação, sendo um exemplo clássico do impacto da orientação das camadas na integridade estrutural de peças fabricadas por MA.

Figura 4.16 – Gráfico tensão-deformação do ensaio de tração de cinco corpos de prova, conjunto experimental 1.9 (orientação de deposição a 0° e orientação de construção vertical), de matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono. Temperatura de deposição de $200\text{ }^\circ\text{C}$, temperatura da mesa de $60\text{ }^\circ\text{C}$ (primeira camada) e $50\text{ }^\circ\text{C}$ (demais camadas), bocal de $0,4\text{ mm}$, camada de $0,25\text{ mm}$, padrão de deposição linear, sem contorno e velocidade de translação do bocal de 50 mm/s .



Fonte: Elaboração própria.

Em relação aos gráficos referentes a orientação de deposição a 0° (Fig. 4.14, 4.15 e 4.16), o grupo 1.7 (orientação de construção plana) atingiu tensões em torno de 33 MPa a 38 MPa e deformações próximas a 5% , enquanto o grupo 1.8 (orientação de construção lateral) apresentou o melhor desempenho mecânico geral, alcançando tensões superiores a 40 MPa e deformações consideravelmente maiores (de 7% até 12%), indicando uma ótima resistência e ductilidade. Por outro lado, o grupo 1.9 (orientação de construção vertical) mostrou comportamento intermediário, com tensões na faixa de 30 MPa e deformações em torno de $3,8\%$ a 5% , sugerindo que a orientação vertical neste ângulo favorece a resistência inicial, mas limita a capacidade de deformação antes da ruptura.

De forma geral, a orientação de construção e a orientação da orientação de deposição tem uma influência direta na resposta mecânica dos compósitos fabricados por MA. Quando a deposição do filamento está alinhada com a direção da carga (0°), há uma maximização da

transferência de carga resultando em maiores tensões e maiores deformações antes da ruptura. A orientação de construção plana favorece a resistência geral, enquanto a orientação de construção vertical, embora boa em alguns casos, é limitada pela fraca coesão interlaminar entre camadas impressas. Por fim, ressalta-se que a garra utilizada nos ensaios interferiu nos testes, gerando no início uma deformação parasita em todos os ensaios, o que indica que ocorreu pequenos deslocamentos falsos devido a folgas ou acomodações do sistema de ensaio.

4.2.2. Comparativo entre os conjuntos experimentais

A análise comparativa (Tabela 4.5) entre os nove conjuntos de corpos de prova (1.1 a 1.9) evidencia a influência marcante da orientação de construção e a orientação de deposição sobre o comportamento mecânico dos *DFPC*.

Tabela 4.5 – Análise comparativa entre os nove conjuntos de corpos de prova

Conjunto	Orientação de construção	Orientação (°) de deposição	Módulo de Elasticidade (MPa)	Tensão Máxima (MPa)	Deformação na Ruptura (%)	Tipo de Fratura
1.1	Plana (<i>flat</i>)	90	900	22	3,7	Frágil
1.2	Lateral (<i>on-edge</i>)	90	600	12	2,9	Frágil
1.3	Vertical (<i>upright</i>)	90	1 100	28	4,0	Frágil
1.4	Plana (<i>flat</i>)	45	700	15	2,3	Frágil
1.5	Lateral (<i>on-edge</i>)	45	800	16	2,5	Frágil
1.6	Vertical (<i>upright</i>)	45	1 000	29	5,0	Frágil
1.7	Plana (<i>flat</i>)	0	1 300	37	6,5	Dúctil
1.8	Lateral (<i>on-edge</i>)	0	1 400	42	10,0	Mista (Dúctil/Frágil)
1.9	Vertical (<i>upright</i>)	0	950	30	5,0	Frágil

Fonte: Elaboração própria.

As amostras impressas com camadas alinhadas à direção da carga de tração (0°) demonstraram desempenho superior em termos de resistência e ductilidade. Isso é especialmente evidente nos conjuntos 1.7 (plana) e 1.8 (lateral), que atingiram os maiores valores de tensão máxima (37 MPa e 42 MPa, respectivamente) e de deformação na ruptura (até 10 %). Esses resultados confirmam que a continuidade das linhas de deposição ao longo

do eixo de carregamento favorece a transmissão de esforços e a integridade estrutural do material.

Por outro lado, conjuntos como 1.1, 1.2 e 1.3, impressos com a orientação de deposição a 90°, apresentaram resistência consideravelmente menor e comportamento majoritariamente frágil. A disposição transversal das camadas nesses casos expõe interfaces de aderência interlaminar, que são zonas críticas de falha por delaminação.

O grupo 1.6, impresso com a orientação de deposição a 45° na orientação de construção vertical, apresentou desempenho intermediário, com tensão máxima de 29 MPa e boa deformação na ruptura (~5 %), revelando que a orientação inclinada favorece uma distribuição mais homogênea das tensões entre matriz e fibras descontínuas, além de promover trajetórias menos diretas para a propagação da trinca.

Por fim, a orientação de construção vertical com a orientação de deposição a 0° (1.9), embora tenha apresentado boa resistência (30 MPa), sofreu fratura abrupta, evidenciando a fragilidade da adesão interlaminar frente à tração perpendicular às camadas, mesmo com alinhamento axial do filamento depositado.

Estudos correlatos, como o de Tomita (2022), evidenciaram que a adição de fibra de carbono descontínua ao PLA resultou em corpos de prova com valores superiores de tensão de escoamento. Tal comportamento indica uma elevação na resistência do material à deformação plástica, o que implica em uma maior capacidade de suportar esforços mecânicos sem sofrer alterações permanentes em sua forma. Em outras palavras, a presença da fibra de carbono contribui para retardar o início do escoamento, permitindo que o material suporte tensões mais elevadas antes de entrar na fase plástica (Tomita, 2022).

Em síntese, o estudo demonstra que a melhor combinação de desempenho mecânico ocorre quando há alinhamento das camadas com o eixo de tração, especialmente na orientação de construção lateral com a orientação de deposição de 0°, evidenciando a importância do planejamento de orientação de impressão em aplicações estruturais com MA.

4.2.3. Análise de variância

Para garantir a validade da análise de variância (ANOVA), foi verificada a suposição de normalidade dos resíduos por meio do teste de Shapiro-Wilk, recomendado para amostras pequenas. O teste foi aplicado aos resíduos dos dois modelos avaliados: (i) um com base na variável “orientação da impressão” e (ii) outro com base na variável “orientação de deposição do filamento”.

Para o modelo relacionado à orientação da impressão, o teste de Shapiro-Wilk resultou em um valor estatístico $W = 0,888$ e valor- $p = 0,191$. Já para o modelo baseado na orientação de deposição do filamento, obteve-se $W = 0,912$ e valor- $p = 0,333$. Em ambos os casos, os valores de p são superiores ao nível de significância de 0,05, o que indica que não há evidência estatística de violação da normalidade dos resíduos. Portanto, os pressupostos para a aplicação da ANOVA foram atendidos, validando os resultados das comparações entre os grupos experimentais.

Posteriormente, para obter uma análise estatística relativa ao efeito de cada variável de analisada (orientação de construção e orientação de deposição do filamento) no limite de resistência à tração, foi realizado por meio do software Excel a análise de variância (ANOVA). Nas Tabelas 4.6 e 4.7 estão apresentados alguns resultados referentes a análise, e em destaque, estão os “valores- p ”, visto que é principalmente a partir desses valores que é analisado se a variável foi significativa. Quando o valor- p é inferior a 0,05 é indicado que a variável é significativa e, quando ele é maior que 0,05, é determinado que a variável não foi significativa. A análise de variância foi realizada com uma confiabilidade de 95 % para os valores do limite de resistência a tração.

Tabela 4.6 – Análise de variância (ANOVA) para o limite de resistência a tração, considerando a variável “orientação da construção dos CPs”

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-p	F crítico
Entre grupos	47,88653709	2	23,94326854	0,19346	0,829047111	5,14325
Dentro dos grupos	742,5793842	6	123,7632307			
Total	790,4659213	8				

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 4.7 – Análise de variância (ANOVA) para o limite de resistência a tração, considerando a variável “ângulo da deposição do filamento”

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-p	F crítico
Entre grupos	502,380263	2	251,1901315	5,231572	0,048407813	5,143253
Dentro dos grupos	288,0856583	6	48,01427638			
Total	790,4659213	8				

Fonte: Elaboração própria.

Analizando as Tabelas 4.6 e 4.7, os resultados indicam que a variável referente a orientação da construção dos CPs não apresentou influências estatísticas significativas na

resistência a tração do compósito analisado, visto que o p-valor obtido foi de aproximadamente 0,829, ou seja, maior que 0,05, para um nível de confiança de 95 %.

Quando analisado a variável orientação da deposição do filamento, percebe-se que ele gerou influencia estatística significativa na resistência a tração do compósito analisado, visto que o valor-p encontrado foi de aproximadamente 0,048, ou seja, menor que 0,05, para um nível de confiança de 95 %. Dessa forma, entende-se que a variável referente a orientação de deposição do filamento foi relevante e se mostrou influente para os resultados de resistência a tração do compósito, influenciando assim no desempenho mecânico do material analisado.

4.2.4. Análise das fraturas dos corpos de prova nos ensaios de tração dos compósitos

As fraturas observadas nos corpos de prova após os ensaios de tração apresentaram padrões distintos, os quais estão diretamente relacionados às variáveis de orientação de construção e orientação de deposição dos filamentos de *DFPC*. Na Figura 4.17 são mostradas as regiões de ruptura dos espécimes, possibilitando a identificação dos modos de falha predominantes para cada condição de fabricação. De acordo com a norma ASTM D3039, as falhas no teste de tração referente os espécimes impressos são classificados por um código que segue 3 etapas de análise das características, apresentados na Tabela 4.8.

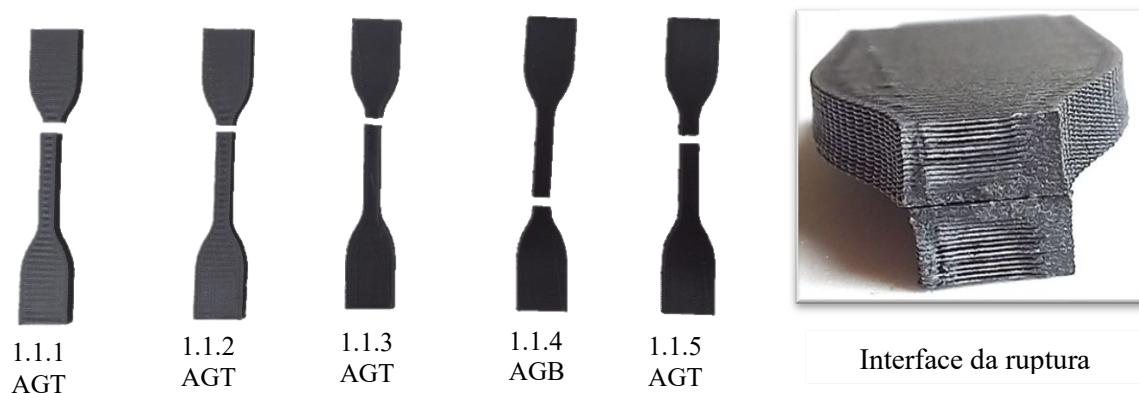
Tabela 4.8 – Falha no teste de tração: códigos/modos típicos

Primeira característica		Segunda Característica		Terceira característica	
Tipo de falha	Código	Área da falha	Código	Localização da falha	Código
Angular	A	Dentro da alça/aba	I	Inferior	B
Delaminação da borda	D	Na alça/aba	A	Superior	T
Alça/aba	G	<1W da alça/aba	W	Esquerda	L
Lateral	L	Medida	G	Direita	R
Multimodo	M (x,y,z)	Múltiplas áreas	M	Meio	M
Divisão longa	S	Vários	V	Vários	V
Catastrófica	X	Desconhecido	U	Desconhecido	U
Outro	O				

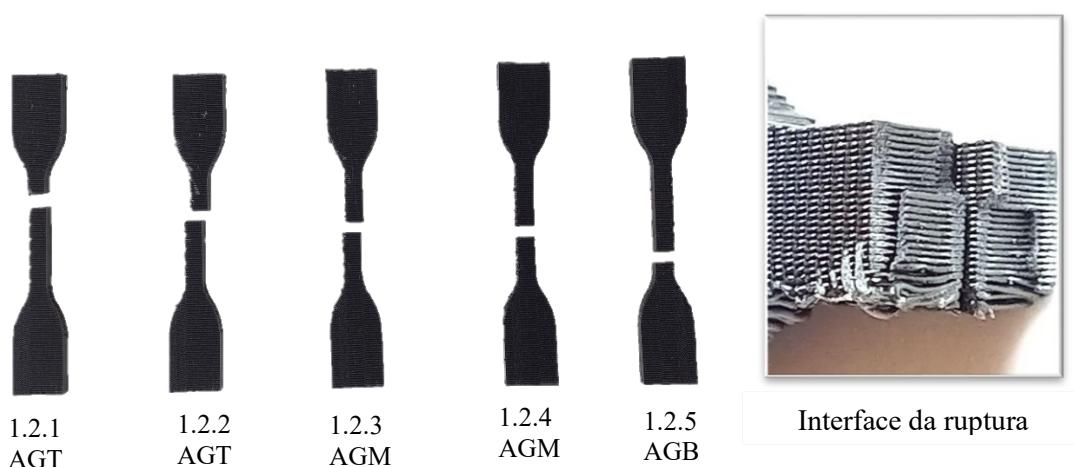
Fonte: Adaptado da norma ASTM D3039.

Figura 4.17 – Diferentes superfícies de fratura referentes aos corpos de provas analisados

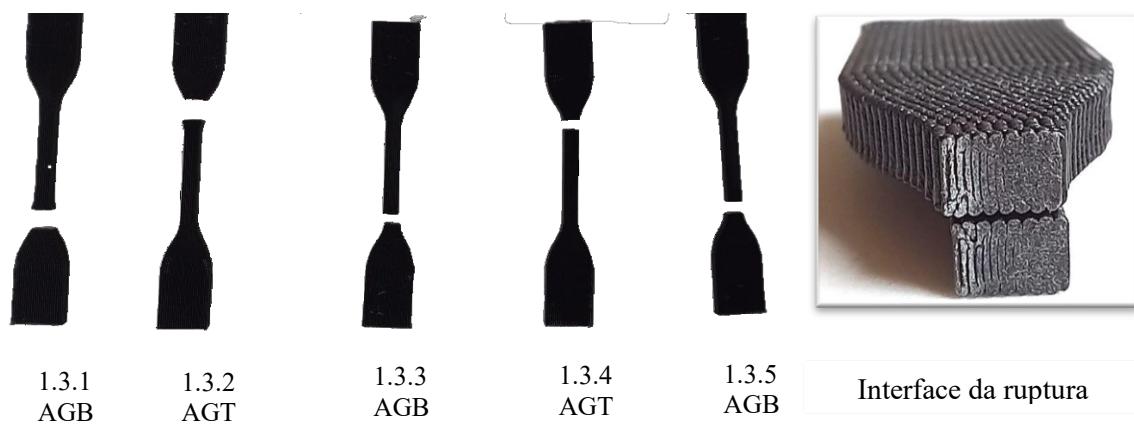
Conjunto 1.1 Plana 90°: Falha interfilamentar, ruptura uniforme.



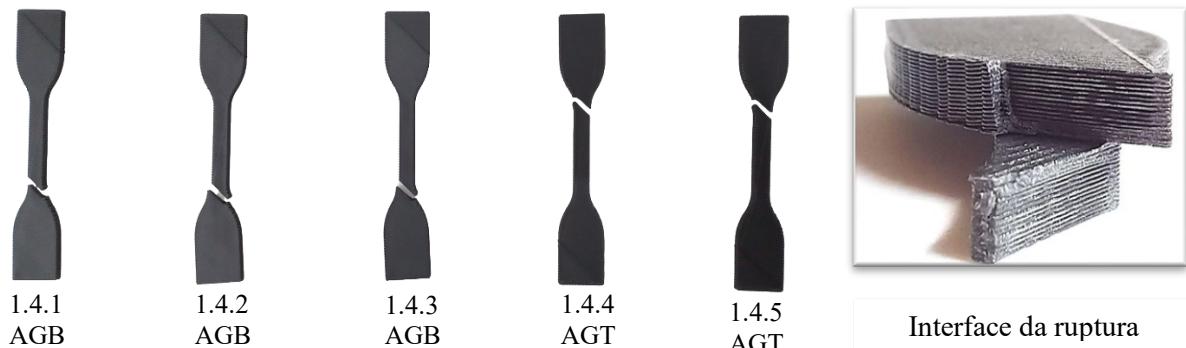
Conjunto 1.2 Lateral 90°: Delaminação complexa com múltiplas separações entre camadas.



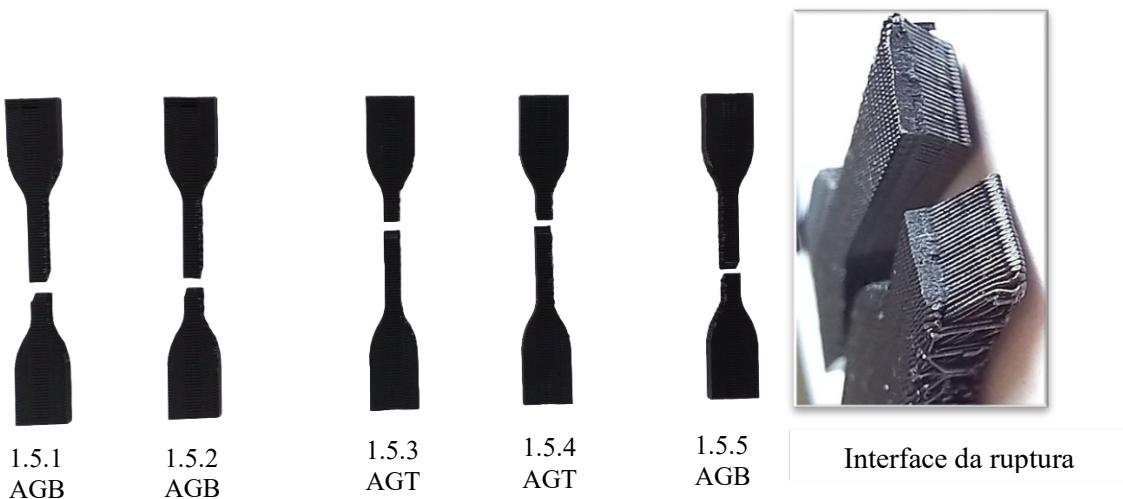
Conjunto 1.3 Vertical 90°: Falha interfilamentar e delaminação, ruptura uniforme.



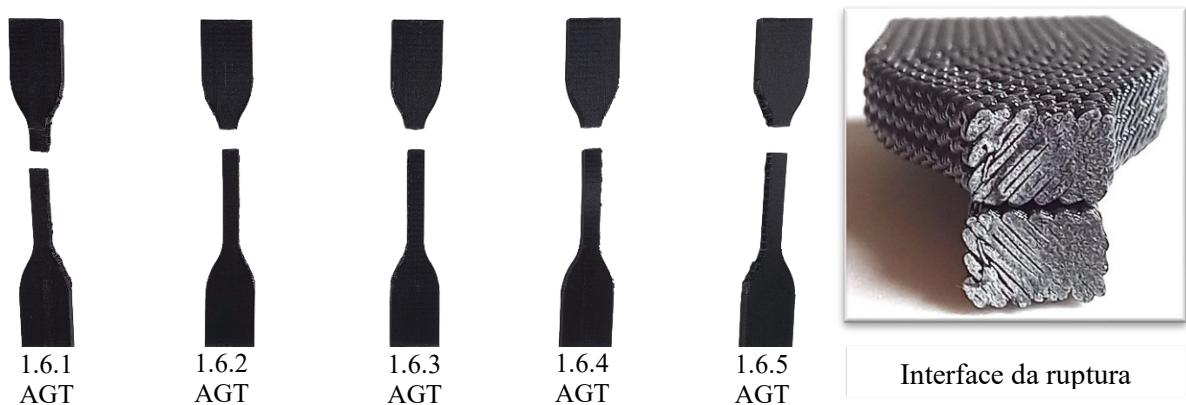
Conjunto 1.4 Plana 45°: Fratura seguindo a orientação de deposição.



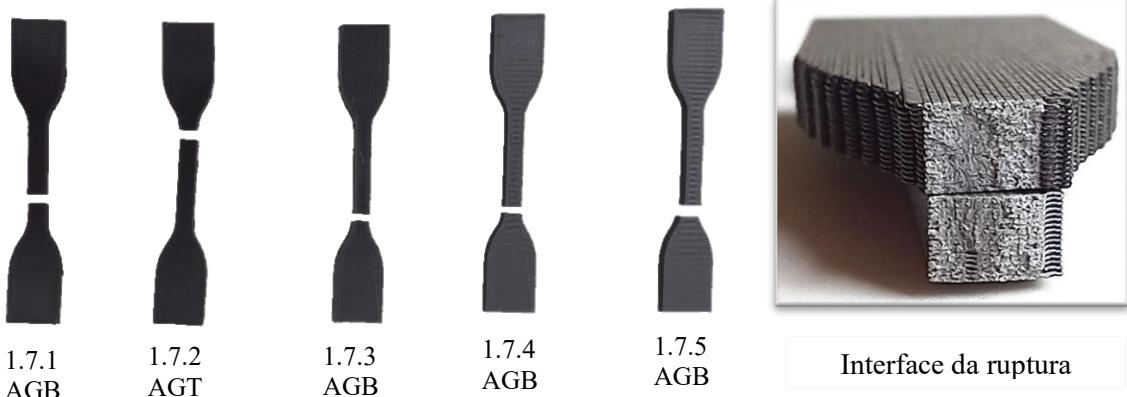
Conjunto 1.5 Lateral 45°: Fratura seguindo a orientação de deposição.



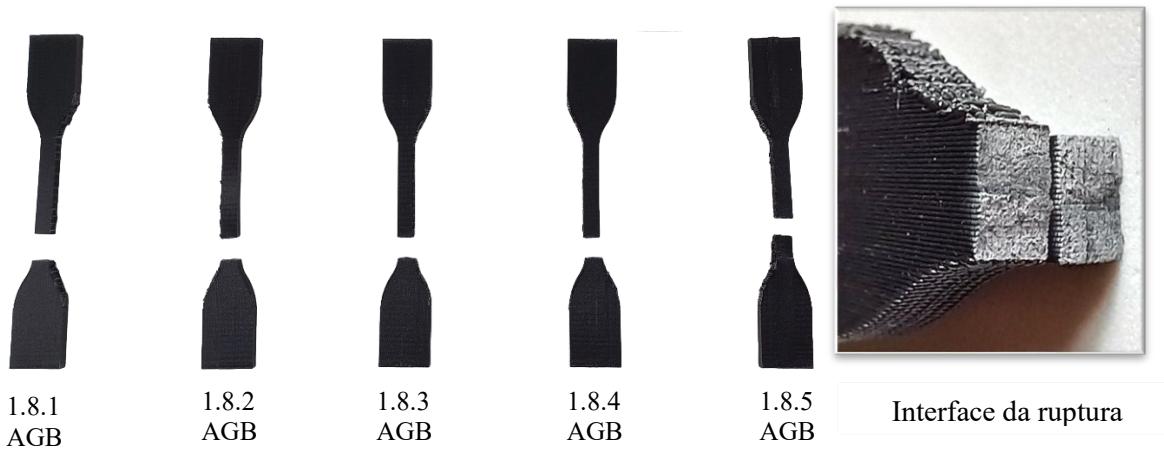
Conjunto 1.6 Vertical 45° : Delaminação, ruptura uniforme.



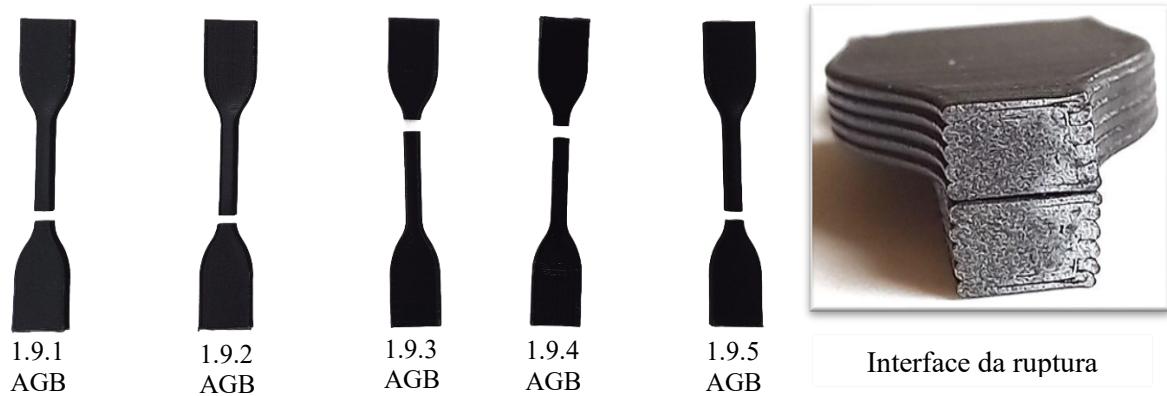
Conjunto 1.7 Plana 0º: Fratura perpendiculares ou translaminar à camada.



Conjunto 1.8 Lateral 0º : Fratura translaminar, ruptura irregular.



Conjunto 1.9 Vertical 0º: Fratura translaminar, ruptura uniforme.



Fonte: Elaboração própria.

Os CP fabricados com orientação de deposição a 0° e 90° em relação ao eixo de carregamento apresentaram fraturas com orientação transversal à direção da força aplicada. Esse comportamento está associado a um estado de tensão normal predominante, levando à falha por tração axial. Nessas condições, as camadas de filamento atuam como planos preferenciais de fratura, e a ruptura ocorre por separação da matriz ou falha longitudinal dos filamentos, quando a tensão máxima ultrapassa a resistência à tração do material. A fratura transversa observada é típica de materiais frágeis, como os compósitos poliméricos reforçados com fibras descontínuas, e reflete uma propagação rápida da trinca, com mínima deformação plástica prévia.

Por outro lado, os corpos de prova fabricados com a orientação de deposição a 45° apresentaram fraturas oblíquas, com orientação próxima à direção do filamento. Essa morfologia sugere que a falha não se deu exclusivamente por tração, mas envolveu uma forte contribuição da tensão de cisalhamento, que atinge seu valor máximo em planos inclinados a 45° em relação à carga aplicada. Nesses corpos de prova, é possível que a ruptura tenha ocorrido por delaminação interlaminar ou falha interfacial entre os filamentos, comprometendo a transferência de carga entre as camadas e resultando em uma fratura com aspecto escalonado, característica de falhas induzidas por cisalhamento. Esse tipo de falha, bastante comum em compósitos estruturais, está amplamente associado a concentrações de tensão e à degradação da interface fibra-matriz, conforme discutido por Abdellaoui, Bouhfid e Qaiss (2021).

Esse comportamento reforça a importância da orientação de deposição como parâmetro crítico no desempenho mecânico de peças fabricadas por MA. A orientação do filamento determina não apenas a direção preferencial de propagação de trinca, mas também o modo de falha predominante – seja ele governado por tensões normais ou cisalhantes. A literatura oferece suporte a essa interpretação. Khosravani *et al.* (2022), por exemplo, ao analisarem corpos de prova com diferentes ângulos de deposição, observaram que fraturas perpendiculares ocorrem para ângulos de 0° e 90°, enquanto fraturas inclinadas, alinhadas ao filamento, são típicas de ângulos intermediários como 30°, 45° e 60°.

Os resultados obtidos neste trabalho, portanto, não apenas confirmam os mecanismos de falha descritos na literatura, como também demonstram, de forma aplicada, como a modulação da orientação de construção pode ser explorada como uma estratégia de projeto para adaptar o desempenho mecânico do material compósito à aplicação final – neste caso, a prótese. Para regiões que demandam alta resistência à tração axial, deposições a 0° ou 90° são mais favoráveis; para situações com exigência multiaxial ou solicitação por torção, pode-se prever a

necessidade de reforços ou modificações na estratégia de deposição para minimizar falhas por cisalhamento.

4.3. Projeto preliminar da prótese transtibial infantil

O projeto piloto da pesquisa (Fig. 4.18) tem como objetivo a adaptação do dispositivo médico para prolongar a vida da prótese. O desenvolvimento do projeto foi conduzido com foco na redução do uso de materiais e na aplicação de geometrias complexas para a minimização da massa do dispositivo, resultando em uma estrutura mais leve. Além disso, a abordagem adotada visou proporcionar uma prótese modular e adaptável, possibilitando uma maior durabilidade e funcionalidade ao longo do tempo.

Figura 4.18 – Projeto piloto proposto pela pesquisa: prótese transtibial infantil modular/adaptativa



Fonte: Elaboração própria.

O pé protético foi projetado com base nos princípios do *DfAM*, utilizando a complexidade geométrica como recurso fundamental para conferir flexibilidade ao modelo e otimizar o uso de materiais. Além disso, o projeto previu a deposição contínua do material, minimizando movimentos do extrusor sem deposição ao posicionar a peça com a vista frontal deitada sobre a base de impressão. Essa estratégia não apenas agiliza o processo de fabricação, como também reduz a formação de linhas de costura, que poderiam se tornar potenciais pontos

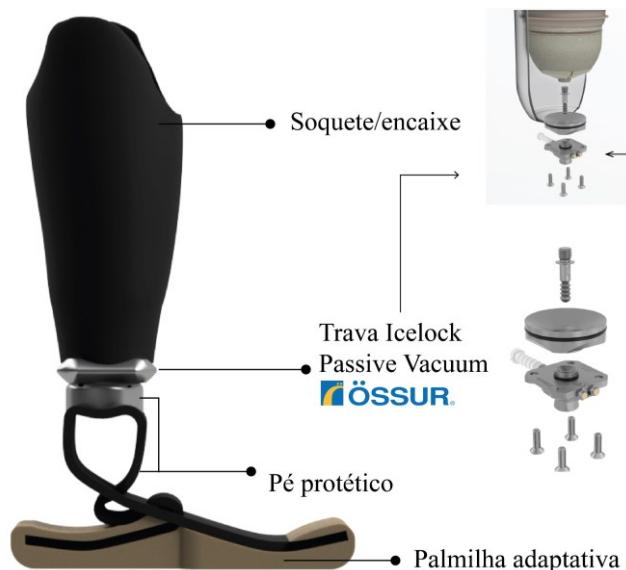
de falha por adesão insuficiente entre camadas. A geometria contínua diminui os pontos de início de falha por tração e melhora a durabilidade sob esforços cíclicos.

A proposta da geometria desenvolvida para a prótese revela características morfológicas que favorecem sua resistência mecânica, em especial frente a esforços de tração. A geometria da prótese foi projetada visando um perfil suavemente curvado, com transições contínuas entre seções, evitando a presença de ângulos vivos e descontinuidades abruptas. Essa configuração contribui para a dissipação uniforme de tensões ao longo da estrutura, reduzindo significativamente os efeitos de concentração de tensões, que são comuns em regiões de mudança brusca de geometria.

As regiões críticas da prótese, como a base e o corpo central, foi definida com seções mais espessas e robustas. A estratégia adotada considerou que essas proporções geométricas aumentam a área resistente à tração, retardando a deformação plástica e promovendo maior estabilidade estrutural. A proposta visou evitar regiões com espessuras finas para gerar uma distribuição homogênea de massa e de rigidez ao longo da prótese. Essa característica não apenas melhora a previsibilidade do comportamento mecânico, como também facilita a aplicação de parâmetros de impressão robustos, como alto número de perímetros e preenchimento denso, contribuindo para uma peça final mais resistente, oferecendo resistência nas bases e regiões de apoio.

A prótese passiva é composta por três principais elementos: o encaixe (soquete), responsável por acomodar o membro residual do paciente; a trava de fixação do pé protético, cuja escolha se baseou em um modelo já existente da empresa Ossur®, visando a padronização de componentes essenciais em dispositivos médicos, o que facilita a substituição de peças no futuro; e, por fim, o modelo desenvolvido do pé protético, projetado para se ajustar ao crescimento da criança por meio da simples substituição das palmilhas, sendo este modelo de palmilha também proposto na pesquisa (Fig. 4.19).

Figura 4.19 – Vista do projeto da prótese transtibial e seus componentes



Fonte: Elaboração própria.

A palmilha adaptativa foi desenvolvida para viabilizar um método de fabricação ágil, como o processo de moldagem, e emprega material flexível que simulam um solado, proporcionando maior aderência, estabilidade e absorção de impacto durante a locomoção. Ademais, a palmilha desempenha um papel fundamental na distribuição da pressão exercida pela massa corporal, reduzindo o risco de escorregamento e garantindo conforto ao usuário. O encaixe da palmilha no pé protético ocorre por meio da inserção das extremidades em um compartimento interno, semelhante a um "bolso", conforme ilustrado na Figura 4.20.

Figura 4.20 – Proposta de palmilha adaptativa 01: encaixes nos extremos da prótese gerando proteção contra impactos

Palmilha adaptativa – proposta 01



Fonte: Elaboração própria.

A proposta da palmilha adaptativa 02 prevê um único lado para o encaixe, enquanto seu método de fixação considera diferentes abordagens, como adesão por meio de cola, garantindo a aderência às superfícies, ou fixação mecânica utilizando grampos ou parafusos (Fig. 4.21). Ademais, a proposta contempla a utilização de cores variadas, considerando que a cor exerce um papel significativo nos aspectos psicológicos, emocionais e sociais do usuário. No contexto infantil, o uso de tonalidades vibrantes contribui para tornar a prótese mais atrativa e lúdica, favorecendo a aceitação do dispositivo pela criança. Além disso, a personalização cromática pode promover o desenvolvimento de um senso de identidade, à medida que a prótese passa a ser percebida como uma extensão da personalidade do indivíduo.

Figura 4.21 – Proposta de palmilha adaptativa 02: encaixe apenas em uma das extremidades proporcionando um Design visual leve



Fonte: Elaboração própria.

A substituição das palmilhas permite um período prolongado de utilização do pé protético, reduzindo a necessidade de múltiplas substituições ao longo do crescimento da criança. O processo de prototipagem da palmilha foi realizado por meio de impressão 3D utilizando o material flexível, o Poliuretano Termoplástico (TPU) (Fig. 4.22). Essa etapa possibilitou a análise das geometrias e dos encaixes em escala real, permitindo ajustes e aprimoramentos no projeto antes da produção final.

Figura 4.22 – Prototipagem dos modelos da palmilha adaptativa

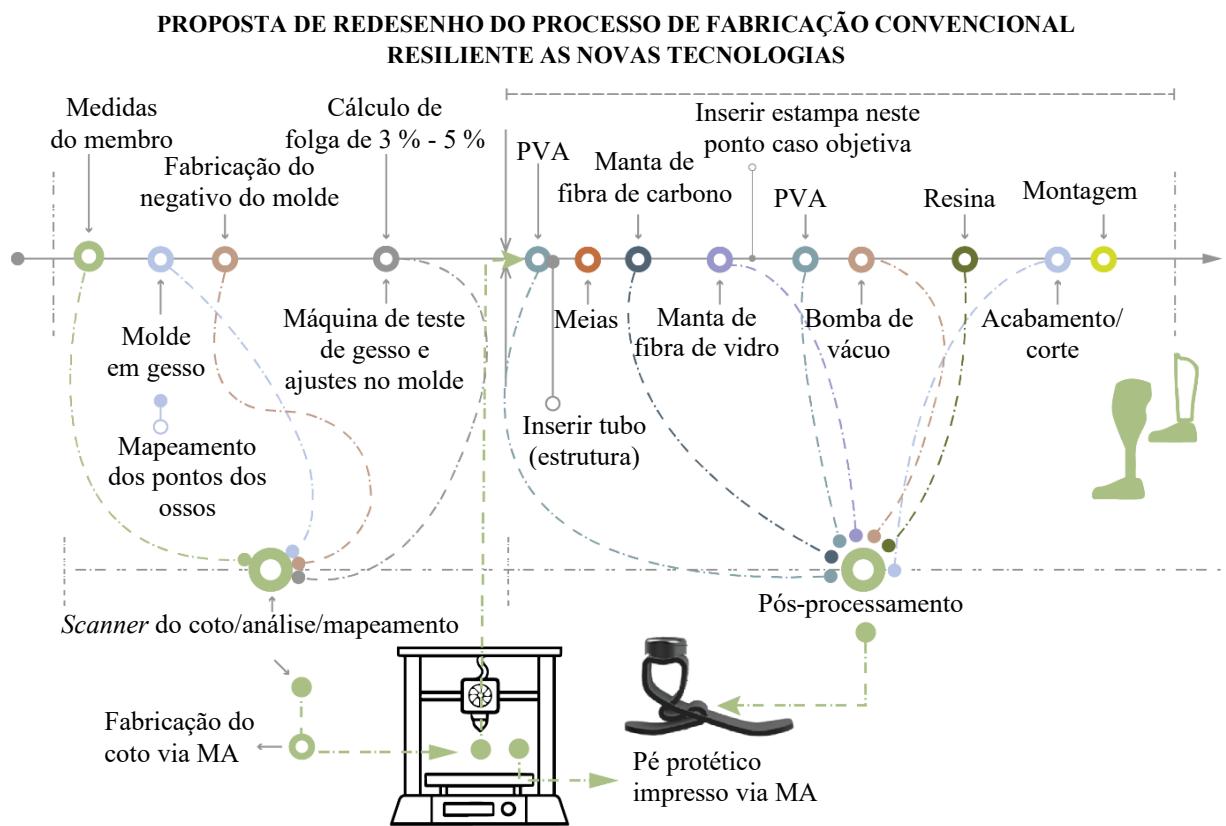


Fonte: Elaboração própria.

4.4. Projeto iterativo: redesenho do processo convencional

Nenhum processo se perde, ele evolui e se adapta com os avanços tecnológicos de forma resiliente. A proposta da pesquisa visou associar o processo convencional da fabricação de próteses junto aos benefícios fornecidos pela MA. As etapas convencionais de molde do coto podem ser adaptadas com uso de um *scanner* 3D, o qual acelera o processo, diminui uso de materiais como o gesso e ferramentas necessárias. Já o processo de fabricação do encaixe do coto onde é aplicado manta de fibra de vidro e de carbono finalizando o processo com uma resina torna-se uma técnica promissora para aplicar no pós-processamento dos pés protéticos impressos na MA. Visto as restrições do processo de impressão 3D considerada no *DfAM*, que é gerada pela orientação das camadas de construção o que resulta no enfraquecimento de áreas devido à disposição das camadas, o processo da manufatura convencional pode ser uma alternativa viável de pós processamento para proporcionar maior resistência ao modelo impresso, evitando as falhas prematuras entre camadas, melhorando a integridade estrutural da prótese, superando as limitações de resistência inerentes à orientação das camadas no processo aditivo (Fig. 4.23).

Figura 4.23 – Proposta do redesenho processo de fabricação convencional resiliente às novas tecnologias

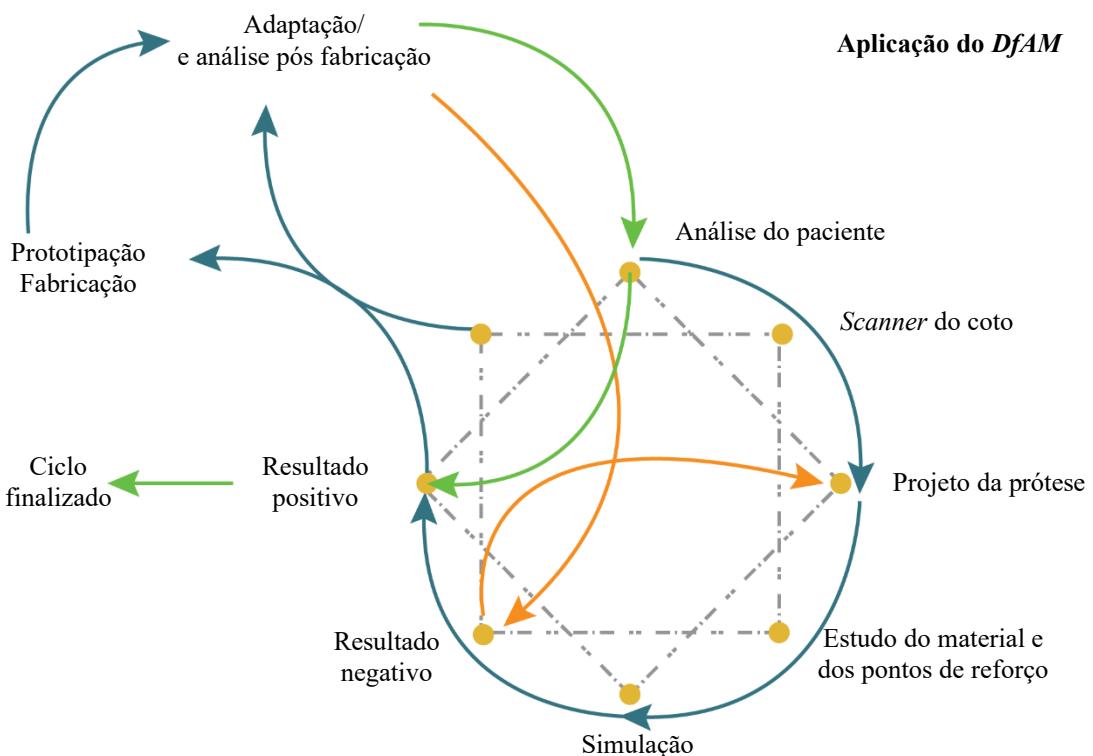


Fonte: Elaboração própria.

Após a etapa da montagem é necessário seguir um processo cíclico para que atinja o resultado do modelo nos âmbitos ergonômicos, funcionais, antropométricos, otimizado aplicando em todo o processo a abordagem do *DfAM*.

O ciclo (Fig. 4.24) funciona seguindo as setas, onde inicia na análise do paciente, passando pela etapa do *scanner* 3D do coto, projeto da prótese, estudo do material e dos pontos de reforço e simulação. Caso o resultado da simulação indique erros ou se detectar possíveis melhorias o processo volta para a etapa de projeto da prótese. Caso o resultado seja positivo é seguido para o processo de prototipação e fabricação. Com a fabricação finalizada segue para a etapa de adaptação e análise do dispositivo pós fabricação seguindo a etapa da análise do paciente. Caso o resultado seja positivo o ciclo foi finalizado, caso contrário volta-se para a etapa de projeto da prótese.

Figura 4.24 – Processo cílico de projeto aplicando a abordagem DfAM



Fonte: Elaboração própria.

A presente proposta visa substituir o processo convencional de fabricação de próteses por uma abordagem inovadora, personalizada e parametrizada, que apresenta inúmeras vantagens em relação ao método tradicional.

Diferente do processo convencional, que é frequentemente caracterizado por múltiplas etapas, alto custo e prazos prolongados de produção, a proposta aqui delineada emprega tecnologias digitais e fabricação aditiva para otimizar o desenvolvimento de próteses, especialmente no contexto pediátrico.

A personalização por meio da parametrização permite que o design da prótese seja ajustado com precisão às características antropométricas do usuário, resultando em maior conforto, funcionalidade e aceitação. Ao reduzir o número de etapas necessárias no processo produtivo — como moldagem manual, escultura e ajustes físicos — a nova abordagem torna a produção significativamente mais ágil e eficiente.

Outro ponto relevante é o custo reduzido associado à fabricação digital. O uso de materiais acessíveis e o aproveitamento de recursos por meio de técnicas como impressão 3D contribuem para a diminuição dos custos de produção, tornando as próteses mais acessíveis,

sobretudo em contextos de baixa renda ou sistemas públicos de saúde. Adicionalmente, a possibilidade de reaproveitamento de materiais e componentes impressos reforça o compromisso com os princípios da economia circular, promovendo práticas sustentáveis ao longo do ciclo de vida do produto. Em suma, esta proposta representa uma evolução significativa no campo da reabilitação, ao reunir eficiência, acessibilidade, sustentabilidade e humanização no desenvolvimento de próteses personalizadas. Ressalta-se que nenhum processo se perde, ele apenas torna-se resiliente a uma nova era tecnológica.

4.4.1. Aplicação dos Resultados de Ensaio de Tração no Contexto de DfAM no modelo da Prótese de Pé

Com base nos ensaios de tração realizados em corpos de prova fabricados via MA com DFPC, foi possível observar que a orientação de deposição das camadas influencia significativamente as propriedades mecânicas do material. A proposta apresentada é conectar as propriedades mecânicas com os requisitos funcionais e estruturais da prótese, otimizando o design para melhor desempenho, durabilidade e economia de material. Ressalta-se que uma prótese de pé precisa: (1) suportar cargas cíclicas (múltiplas caminhadas, impactos ao pisar); (2) ter resistência à tração, flexão e fadiga; (3) ter geometria otimizada para desempenho e conforto.

Conforme a análise da orientação de 0° (com a deposição do filamento paralela à direção do esforço) demonstrou que é a que melhor resiste à tração, deve-se considerar a aplicação em regiões da prótese que: sofrem alongamento ou carga direta axial, como a parte inferior do calcanhar ou o "arco" da sola; precisam resistir a tensões altas sem falhar, como encaixes e uniões entre módulos. A orientação lateral a 0° (conjunto 1.8) como obteve o melhor desempenho geral é indicado priorizar esse tipo de deposição nas regiões críticas da prótese.

Algumas estratégias referentes a orientação da mesa de impressão são: imprimir zonas de tração principal com a deposição do filamento alinhadas à direção do esforço (0°), especialmente as áreas que transferem força do calcanhar à ponta do pé. Uma outra possibilidade seria dividir a prótese em módulos otimizados (ex: calcanhar, arco e antepé) com orientações diferentes de impressão, cada uma voltada para resistir aos esforços predominantes. A segmentação do modelo da prótese em diferentes módulos com orientações otimizadas permite explorar ao máximo o potencial da impressão 3D, adaptando o caminho de deposição às demandas mecânicas locais.

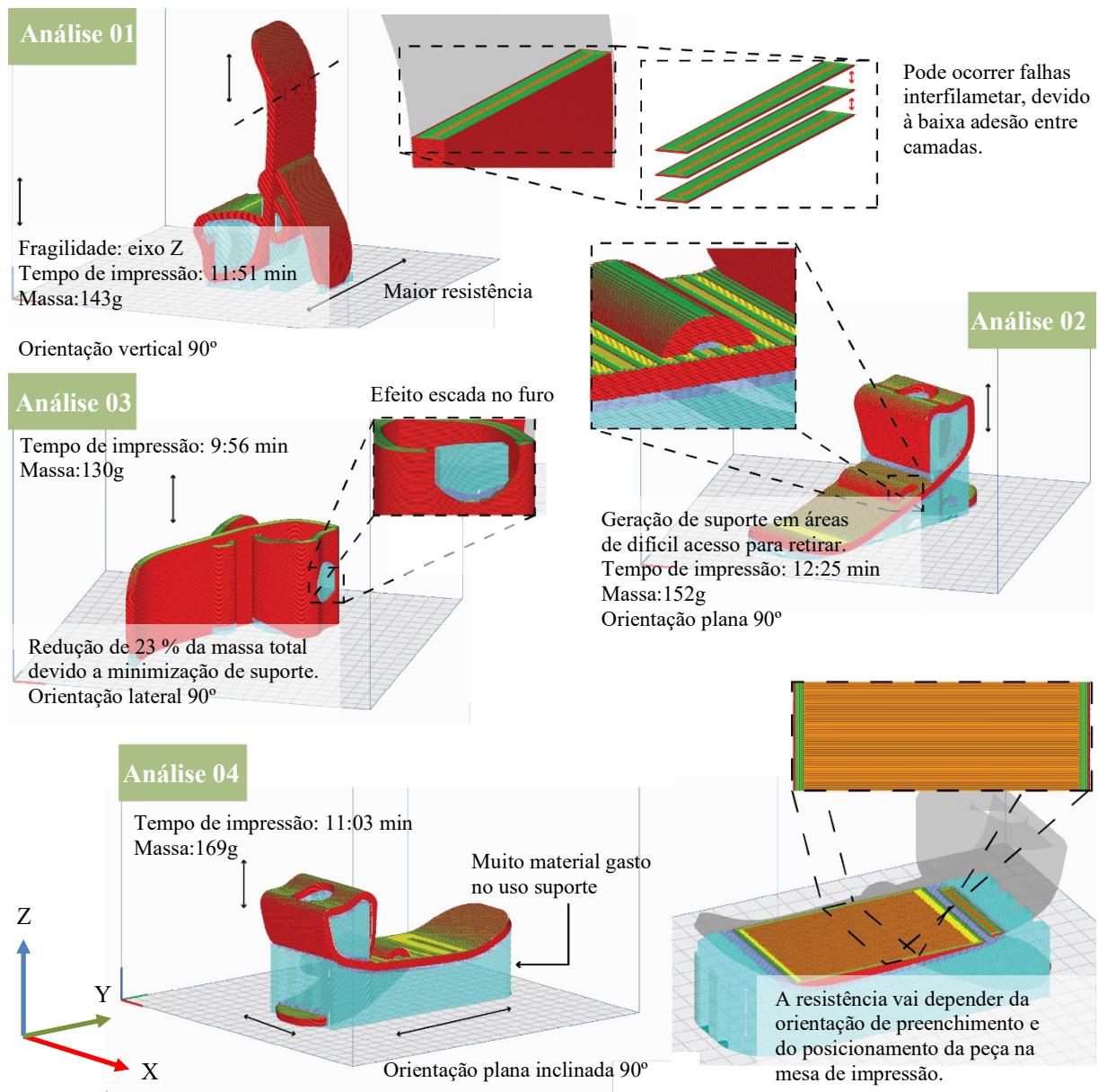
De acordo com os dados analisados é relevante evitar regiões críticas com deposição a 90° ou 45°, que têm menor resistência por problemas de adesão entre camadas e reforçar essas zonas com geometria específica (ex.: nervuras, variação de espessura). As orientações de 45° e 90°, que apresentaram menor resistência devido a falhas de adesão entre camadas, devem ser evitadas em regiões estruturais primárias, podendo ser utilizadas em zonas de menor exigência mecânica ou reforçadas por meio de elementos geométricos auxiliares, como nervuras ou espessamentos localizados.

Considerando que o impacto inicial da passada ocorre no calcanhar de prótese, como estratégia é indicado imprimir essa peça com orientação lateral a 0° (igual ao conjunto 1.8), onde a tração vai atuar na direção da deposição do filamento. Como também deixar a parte de contato com o solo ligeiramente curva, mas mantendo a orientação principal alinhada ao eixo de carga.

Os maiores valores de força e tensão máxima foram registrados nos corpos de prova com orientação de impressão a 0°, com destaque para o conjunto experimental 1.8 (orientação lateral), que atingiu a maior força (967,80 N) e tensão máxima (40,33 MPa). Tais resultados indicam que, quando a deposição do filamento está alinhada com a direção de carregamento, há um melhor aproveitamento da resistência mecânica do material. Regiões da prótese submetidas a maiores tensões — como o calcanhar, o arco longitudinal e o antepé — devem ser projetadas de forma a permitir que a orientação de impressão das camadas siga predominantemente a direção das cargas solicitantes. Assim, a deposição a 0° se apresenta como a mais indicada para essas zonas críticas.

Conforme ilustrado na Figura 4.25, a menor resistência mecânica ocorre ao longo do eixo Z, devido à natureza do processo de MA, no qual a deposição em camadas favorece a formação de falhas interfilamentar. Na Figura 4.25 apresenta-se uma análise comparativa de diferentes orientações de MA para o modelo proposto da prótese, considerando fatores como resistência mecânica, tempo de impressão, massa da prótese e necessidade de suporte. Os parâmetros fixos para análise foi 100 % de preenchimento; padrão linha e uso de suportes. A massa da peça 128 g sem contar com suporte.

Figura 4.25 – Análise CAM: orientações de impressão do modelo de prótese



Fonte: Elaboração própria.

Na Análise 1 a prótese foi posicionada na orientação vertical a 0°, resultando em um tempo de impressão de 11 horas e 51 minutos e uma massa de 143 g, sendo 15 g referente ao material de suporte. Devido à natureza do processo de deposição em camadas, a menor resistência mecânica ao longo do eixo Z se torna um fator crítico, pois a adesão entre camadas é reduzida, favorecendo a ocorrência de falhas interfilamentar. Observações de DfAM: alta demanda por suportes gera em impacto negativo na eficiência do processo; região do encaixe sujeita à delaminação; reforço necessário na zona inferior (cerca da interface com a base), onde

observou-se ruptura em testes de CPs mais próximo a mesa de impressão, o que pode ter sido gerada pela temperatura da mesa durante a fabricação.

Na análise 2, a prótese foi posicionada na orientação plana a 0°, com um tempo de fabricação de 12 horas e 25 minutos e massa de 152 g, sendo 24 g de material de suporte. Dependendo de como os suportes são definidos, a necessidade de suportes em regiões de difícil remoção pode comprometer a qualidade superficial da prótese e aumentar a complexidade do pós-processamento devido o tempo e o trabalho referente a retirada do material de suporte em áreas pequenas. Observações de *DfAM*: a curvatura bem definida favorece a distribuição do estresse; deve-se considerar ajustes no design para reduzir o volume de suporte.

A análise 3 apresenta a prótese na orientação lateral a 0°, o que reduziu o tempo de impressão para 9 horas e 56 minutos e massa de 130 g, sendo apenas 2 g referente ao material de suporte. Essa orientação minimiza a necessidade de suportes, resultando em uma redução de 23 % na massa total de impressão da prótese comparada a análise 04. Contudo, um dos desafios dessa configuração é a formação do efeito “escada” em superfícies inclinadas, o que pode comprometer tolerâncias dimensionais e geométricas da prótese e, portanto, seu desempenho. Observações de *DfAM*: boa distribuição de camadas ao longo da curvatura da lâmina o que gera aumento na resistência à flexão; linhas de preenchimento majoritariamente na direção longitudinal que é compatível com as direções principais de tensão no uso funcional; posição no leito de impressão que reduz a necessidade de grande material de suporte, o que gera economia de material.

Referente a análise 4, a prótese foi posicionada na orientação plana inclinada a 0°, necessitando de 11 horas e 3 minutos para ser impressa e resultando em massar de 169 g, sendo 41 g de material de suporte. Essa disposição pode oferecer uma melhor distribuição das tensões mecânicas, dependendo da orientação do preenchimento interno. No entanto, essa abordagem consome uma quantidade significativamente maior (aumento de 30 % referente a análise 03) de material para suporte, elevando o custo e o tempo de fabricação. Ademais se o material de suporte não aderir bem ao material principal, pode deixar defeitos na superfície da peça (como delaminações ou cavidades) após sua remoção gerando microfissuras. Isso compromete a integridade estrutural localmente e pode servir como ponto de início de trincas.

Dessa forma, a escolha da orientação de impressão deve ser cuidadosamente avaliada, considerando o equilíbrio entre resistência mecânica, qualidade superficial e eficiência no uso de material. Enquanto a orientação vertical pode ser vantajosa para resistência no plano XY, ela apresenta fragilidade entre as camadas depositadas. A orientação lateral reduz o uso de

suportes, mas pode comprometer o acabamento. O efeito escada (pequenos degraus entre cada camada) pode gerar concentrações de tensão, onde esses "degraus" formam descontinuidades superficiais propiciando o crescimento de trincas sob carregamento. Assim, a decisão sobre a melhor estratégia de impressão deve levar em conta as exigências específicas da aplicação do pé protético.

Dentre as possibilidades a melhor solução neste caso é o modelo referente a análise 03, onde a prótese permite posicionamento adequado no software de fatiamento, de forma que o eixo longitudinal do pé protético fique paralelo ao plano da mesa de impressão. Essa orientação favorece o alinhamento das camadas impressas com a direção predominante da carga trativa, reduzindo significativamente o risco de delaminação, que é uma das principais causas de falha em peças impressas em *FFF*.

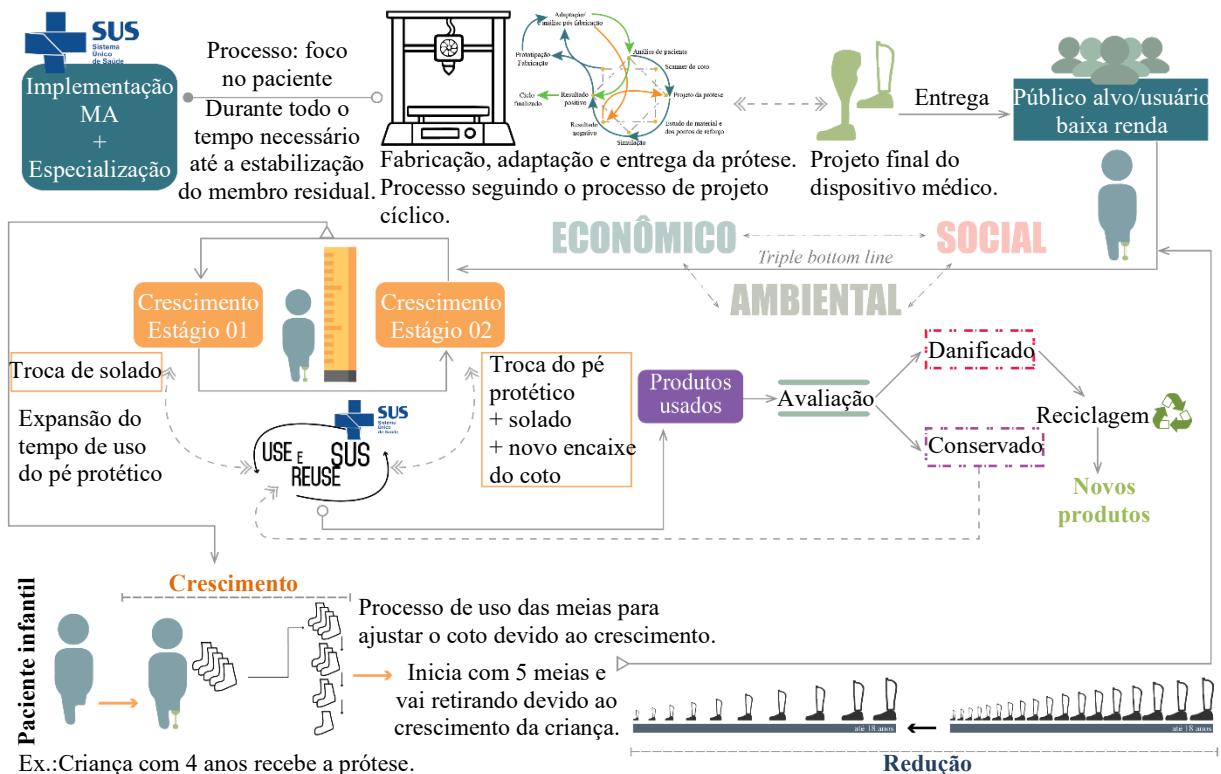
4.5. Proposta SUS: Ciclo Use E Reuse SUS

A proposta do **Ciclo Use E Reuse SUS** (Fig. 4.26) foi estruturada como proposta de projeto nos âmbitos: Social, Econômico e Sustentável, como também foi aplicado a abordagem metodológica do Sistema Produto-Serviço (SPS).

Inicialmente ocorre a implementação do novo processo de fabricação de prótese via MA e consequentemente será necessário o aperfeiçoamento técnico dos profissionais de saúde para a realização das etapas do processo, desde o aprendizado do uso do *scanner*, ao uso dos softwares CAD-CAM e impressoras 3D.

O ciclo funciona da seguinte forma: a criança que necessita de uma prótese passa pelo processo de atendimento médico, neste o coto é escaneado onde o operador move o *scanner* em volta do membro residual do paciente, para capturar imagens de todos os ângulos (360°), e em tempo real a malha 3D é construída apresentada na interface do aparelho. O arquivo é convertido em uma malha poligonal (geralmente na extensão em .STL ou .OBJ) e o projetista irá trabalhar no modelo tridimensional em um software CAD, projetando o encaixe da prótese junto com a compatibilidade anatômica do paciente e definição das áreas de alívio e pressão. A fabricação do coto é realizada via impressão 3D com materiais compósitos e para um maior reforço devido as implicações via modelo de deposição, pode-se associar as etapas de revestimento contidas no processo convencional de fabricação de próteses.

Figura 4.26 – Sistema Produto Serviço: Use e Reuse SUS



Fonte: Elaboração própria.

Após o processo de validação do modelo protético para uso, o paciente recebe o modelo da prótese transtibial que consiste no encaixe do coto, junto ao pé protético e o solado modular. O processo do uso das meias permanece igual no processo convencional, o que estende o tempo de uso do encaixe do coto, e para acompanhar o crescimento ocorre a troca dos solados que se “acoplam” via método de fixação que considera diferentes abordagens, como adesão por meio de cola, garantindo a aderência às superfícies, ou fixação mecânica utilizando grampos ou parafusos ao pé protético estendendo também o tempo de uso do pé protético.

Quando a criança atinge a retirada das 5 meias ocorre novamente o processo de fabricação do novo modelo de encaixe do coto, e se necessário, é realizado a troca novamente de uma palmilha de extensão ou a troca do pé protético por uma dimensão maior que atenda aos requisitos antropométricos e ergonômicos.

Os dispositivos das trocas são recebidos pelo local onde irão passar por um processo de avaliação da qualidade das peças. Caso esteja conservado o modelo voltará para o processo uso e reuso SUS e caso a peça for considerada danificada e inapropriada para o uso será encaminhado para um processo de reciclagem. Esse processo se repete até quando o paciente

atinge os seus 18 anos, ou a estagnação do crescimento do corpo humano, e assim, é realizada a fabricação do modelo de prótese final que será para uso prolongado.

O impacto dessa proposta do ciclo irá acarretar na diminuição do uso de materiais oriundos dos processos convencionais, como também na redução significativa dos resíduos. Irá reduzir o número de prótese usadas durante o período de crescimento, como também possibilitará o uso do dispositivo por outras crianças, diminuindo assim o número de prótese fabricada no sistema SUS e consequentemente na redução do acúmulo e do descarte das próteses individuais já usadas e que não servem mais. A fabricação via MA reduz o tempo de manufatura do dispositivo e retorno ao paciente e proporciona a alteração projetual rápida via o design paramétrico, como também personalização. A prescrição protética torna-se mais segura e menos invasiva ao empregar a digitalização tridimensional (3D) do coto residual como base para o planejamento. Esse método elimina a necessidade de contato físico direto, o que é especialmente benéfico em casos nos quais o coto se encontra em processo de cicatrização ou apresenta regiões com sensibilidade aumentada. Ao evitar estímulos mecânicos nessas áreas, o escaneamento 3D proporciona maior conforto ao paciente, reduz o risco de complicações clínicas e contribui para uma adaptação protética mais eficiente e humanizada. Essa proposta é promissora e se enquadra nas metas da OMS que objetiva construir um futuro melhor e mais saudável para as pessoas em todo o mundo.

CAPÍTULO V

5. CONCLUSÕES

Os objetivos propostos na pesquisa foram alcançados, obtendo resultados significativos para futuras pesquisas relacionadas ao tema abordado. Referente ao processo de desenvolvimento de prótese transtibial, pode-se objetivamente concluir que:

- O processo convencional de próteses acarreta alto desperdício de materiais e resíduos que impactam diretamente o meio ambiente. É necessária uma adaptação do processo para que ocorra um descarte adequado que não seja tão nocivo ao meio ambiente. A MA também pode ser prejudicial ao meio ambiente se o descarte não for adequado.
- As tecnologias atuais, aplicadas de forma correta no processo de produção, minimizam inúmeras etapas do processo, evitando o gasto desnecessário de materiais, otimizam o tempo de fabricação além de possibilitar a deposição de materiais avançados na indústria médica.
- Os materiais compósitos são promissores quando visualizamos a MA de modelos protéticos que demandam de altas propriedades mecânicas. A aplicação desses materiais compósitos na área de TA reconfigura o processo de produtos, tornando mais acessíveis, impactando na fabricação rápida de peças quando comparada ao processo convencional e geração de produtos personalizados. Quando abordamos um projeto que impacta a saúde deve-se considerar que cada ser possui suas próprias demandas, logo cada projeto precisa ser único.
- As metodologias projetuais precisam acompanhar a evolução das tecnologias e usufruir das suas potencialidades. A abordagem do *DfAM* está associada a gestão da informação e análise projetual antevendo o processo de fabricação e suas implicações e benefícios referente ao projeto a ser impresso.
- Ressalta-se a necessidade de avanços e aplicações da abordagem do *DfAM* nas etapas projetuais, como também avanço nas pesquisas referente a essa metodologia.
- A visualização sistêmica é uma ferramenta que permite antever os impactos de cada processo e decisão ainda nas etapas projetuais, o que torna essa ferramenta importante no que tange um processo otimizado nos quesitos do sistema no âmbito econômico, social e ambiental.

- O Designer adquire uma nova vertente de atuação, onde ele passa a fazer a gestão de informações para que consiga encontrar a solução mais eficaz para determinado problema.
- Para cada problema demandará de novas escolhas ferramentais para atingir a melhor solução. Não existe uma receita única para o processo de projeto. Para cada problema terá novos passos, métodos e ferramentas.
- Nem todo problema se resolve usando a fabricação aditiva, é importante saber analisar o problema e encaminhá-lo para as melhores soluções a partir de análises técnicas das soluções propostas.
- A proposta do projeto de prótese ainda é um projeto piloto que demanda de aperfeiçoamentos para que se possa inserir no mercado. A parametrização auxilia nas futuras adequações projetuais de forma prática e simplificada, o que gera uma oportunidade de proposta referente a geração de um único sistema paramétrico com os projetos de TA em uma plataforma compartilhada, para que possam ser trabalhados de forma conjunta a uma associação em prol da sociedade.
- Destaca-se que o uso do software Grasshopper®, em conjunto com o RhinoCeros®, foi essencial, pois sua interface permitiu um processo estruturado e eficiente na viabilização da forma final do projeto. A abordagem paramétrica possibilita a repetição e adaptação do fluxo de trabalho, garantindo que, ao desenvolver um novo projeto, seja necessário apenas alimentar novas formas com novas informações, mantendo a lógica projetual previamente estabelecida.
- O uso do *scanner* 3D no modo *Blue laser* demonstrou uma alternativa viável para a adaptação da modelagem do coto do paciente, o qual o contato como membro residual é menor e o processo é bem mais rápido quando comparado com o processo convencional.
- O processo de escaneamento do membro residual junto a MA dispensa o uso do gesso, comumente utilizado no processo convencional.
- O compartilhamento e trocas das próteses e as palmilhas adaptativas em um sistema de Produto-Serviço é uma alternativa promissora para a minimização do impacto ambiental.
- A implementação da MA no SUS demandará aperfeiçoamentos técnicos, porém irá resultar em um processo de fabricação mais rápido, minimização do uso de materiais, com precisão dimensional e personalização para cada paciente do sistema público.

- Ressalta-se que com o valor cobrado do “tratamento” oferecido pelo sistema privado dá para comprar um *scanner 3D*, materiais (filamentos) e uma impressora 3D.

De acordo com os resultados obtidos a partir da determinação do comportamento mecânico à tração, de acordo com a ASTM D638 (2022), da matriz de PLA com reforço de fibras descontínuas de carbono, conclui-se que:

- Foi observada a falta de normas técnicas para ensaios mecânicos referentes aos materiais compósitos via MA;
- A orientação de deposição e de construção influenciam significativamente no comportamento mecânico das peças de PLA reforçado com fibras descontínuas de carbono;
- O desempenho superior (em relação aos ensaios apresentados) foi observado quando a orientação de deposição foi de 0° e a orientação de construção foi lateral, com maior LR. Esse desempenho superior é atribuído ao melhor alinhamento das camadas de filamento, que reduz as falhas intercamadas, enquanto orientações de 90° e construção plana resultam em menor resistência e maior variação nos resultados. Esses achados confirmam a anisotropia do processo *FFF*, que compromete a resistência das peças nas direções perpendiculares à deposição do filamento;
- Observou-se que os maiores valores de resistência à tração foram obtidos nas amostras com a orientação de deposição de 0° , especialmente na orientação de construção lateral (conjunto 1.8), que atingiu cerca de $40,33 \pm 1,61$ MPa. Esse desempenho superior pode ser atribuído ao alinhamento do filamento na direção da carga aplicada, promovendo uma maior eficiência na transmissão de esforços
- A orientação plana (1.7) apresentou o limite de resistência de $35,27 \pm 2,18$ MPa, e a vertical (1.9), apresentou o limite de resistência de $28,46 \pm 0,91$ MPa. Essa variação entre orientações dentro de um mesmo ângulo reforça a importância da posição construtiva das camadas no desempenho mecânico.
- Para os conjuntos com deposição a 45° , os valores de limite de resistência variaram entre $13,73 \pm 1,09$ MPa (1.5, lateral), $26,16 \pm 0,90$ MPa (1.6, vertical) e $14,77 \pm 1,11$ MPa (1.4, plana), apresentando menor resistência geral quando comparado às amostras com a deposição a 0° , exceto no caso da amostra 1.6. Esse resultado específico pode estar relacionado a variabilidades na qualidade da impressão ou na adesão entre as camadas.

- Dentre os parâmetros analisados, a orientação deposição mostrou os melhores resultados em comparação a todos os modelos de CPs, indicando que executar o esforço na mesma direção das camadas, maximiza-se a resistência à tração;
- Em relação aos parâmetros de impressão, observou-se que a ausência de contornos externos em alguns corpos de prova, especialmente os CPs com orientação de construção plana, contribuiu para a concentração de tensões, o que comprometeu a resistência mecânica de algumas amostras, indicando assim que os resultados encontrados são desempenhos mínimos do material, podendo ter um desempenho ainda maior;
- Para otimizar a resistência à tração de peças fabricadas por *FFF*, é essencial considerar a orientação de deposição alinhada com a direção de aplicação das forças e escolher a orientação de construção que minimize a concentração de tensões;
- Visando a fabricação aditiva com foco na impressão 3D, a orientação de construção impacta diretamente nas propriedades mecânicas do projeto final. Estar ciente dos obstáculos gerados pelo processo de fabricação auxilia nas decisões projetuais como também em redesenhos e aplicações de estratégias para minimizar a questão.
- As estratégias projetuais para a MA junto as escolhas de parâmetros de impressão e uso dos *DFPC* possibilitam em um resultado de componente com bom desempenho estrutural para aplicações funcionais.
- Para a geometria da prótese apresentar bons fundamentos estruturais para resistir à tração, é necessário a combinação das: orientação de impressão alinhada com os esforços mecânicos; ajustes no fatiamento (número de perímetros, *infill* robusto); escolha adequada do material (como *DFPC*). A continuidade das formas, as proporções bem distribuídas e o potencial de personalização interna fazem da geometria uma base sólida para aplicações biomecânicas funcionais.

Sugestões para trabalhos futuros:

- Definição e padronização de normas técnicas para caracterização de propriedades mecânicas de materiais compósitos via MA;
- Verifica-se a necessidade de analisar a espessura da camada, e outros parâmetros que possam influenciar na aderência entre as camadas de impressão;
- Avanço na abordagem do *DfAM* para consolidar essa metodologia no processo de projeto;
- Realização de testes mecânicos nos modelos de prótese proposto;
- Enviar projeto ao Comitê de Ética em Pesquisas (CEP) para que seja possível avaliação da prótese diretamente no usuário.
- Aprimorar o sistema proposto e o projeto desenvolvido com vista à inovação tecnológica;
- Estudos da aplicação de materiais compósitos com fibras contínuas (MCFC) na manufatura de próteses, visto que esse material apresenta um desempenho mecânico superior alcançado com o reforço estrutural proporcionado pelas fibras longas, e visando um dispositivo protético para adultos é necessário um material que fornece um desempenho superior; e
- Fomentar o desenvolvimento de novos softwares (*CAD-CAE-CAM*), novos materiais, novos processos, impressoras e serviços específicos para a MA de MCFC, visto que a tecnologia ainda é incipiente e restrita a poucas empresas globais.

REFERÊNCIAS

3DLab. (2019). Fatiadores 3D: conheça os 3 softwares mais utilizados do mercado. Disponível em: <https://3dlab.com.br/fatiadores-3d/>. Acesso em: 09 nov. 2021.

Abdellaoui, Hind; Bouhfid, Rachid; Qaiss, Abou. (2021). Chapter One - Failure Mechanisms of Fiber Composites. Editor(s): Anish Khan, Sanjay Mavinkere Rangappa, Suchart Siengchin, Mohammad Jawaaid, Abdullah M. Asiri, In Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering, Hybrid Natural Fiber Composites, Woodhead Publishing, 2021, Pages 1-20, ISBN 9780128199008, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819900-8.00014-3>.

ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2023. *Manufatura aditiva — Princípios gerais — Fundamentos e vocabulário*. Rio de Janeiro: ABNT, 2023.

Abrão, Júlia Souza. Fabricação Digital e o Projetar Sustentável: o uso de softwares de modelagem como estratégia para antever e minimizar os impactos ambientais da produção subtrativa. 2020. 128 f. Dissertação (Mestrado em Arquitetura e Urbanismo) - Universidade Federal de Uberlândia, 2020. DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.818>.

ADD Composites®. (2022). *Additive Manufacturing: Continuous Fiber Placement and Continuous fiber 3D Printing?* Disponível em: <https://www.addcomposites.com/post/why-are-we-not-3d-printing-composites>. Acesso em: 22, set. 2022. Sem autor.

Adumitroaie, Adi; Antonov, Fedor; Khaziev, Aleksey; Azarov, Andrey; Golubev, Mikhail; Vasiliev, Valery (2019). *Novel continuous fiber bi-matrix composite 3-D printing technology*. *Materials*, vol. 12. DOI: 10.3390/ma12183011. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6766289/>. Acesso em: 04 set. 2021.

Ahmed, Khaled E.; Li, Kar Yan; Murray, Colin A. (2017). *Longevity of fiber-reinforced composite fixed partial dentures (FRC FPD) systematic review*, p. 1–11. DOI: 10.1016/j.jdent.2016.08.007.

Alves, Felipe Lima. Análise da influência da orientação do ângulo de fibra na resistência à tração do compósito laminado de fibra de vidro e resina poliéster. 2019. 60 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) -Universidade Federal do Ceará, Campus de Russas, Russas, 2019.

Anisoprint® (2021). *Slicing Software for Composite Printing*. Disponível em: <https://anisoprint.com/aura/>. Acesso em: 16 nov. 2021.

Arevo®. 2023. Disponível em: <https://arevo.com/products>. Acesso em: 16 jan. 2023.

Armijo, Armando; Bheda, Hemant; Mantha, Chanrashekhar; Mondesir, Wiener; Nandu, Sohil; Reese, Riley. (2017). *Method and apparatus for additive manufacturing using filament shaping*. Depositante: Arevo, INC. US 20170274585 A1. Disponível em: <https://patents.google.com/patent/US20170274585?oq=US+2017%2f0274585+A1>.

Autodesk®. (2022). *3D-printed prosthetics improve lives in the world's poorest regions*. Disponível em: <https://www.autodesk.com/customer-stories/limbforge>. Acesso em: 20, jun. 2022. Sem autor.

Barbosa Neto, W. et al. Samba reception desk: Compromising aesthetics, fabrication and structural performance with the use of virtual and physical models in the design process. Gestão e Tecnologia de Projetos, São Paulo, v. 9, n. 2, p.53-69, jul./dez. 2014. <https://doi.org/10.11606/gtp.v9i2.83913>

Barros, Alexandre Monteiro de. Fabricação digital: sistematização metodológica para o desenvolvimento de artefatos com ênfase em sustentabilidade ambiental. 2011. 102 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Design, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2011.

Bassi, Alberto, Design Contemporâneo. Istruzioni per l'uso, Bologna, Il Mulino, 2017, pp. 136.

Bernadelli Ribeiro, B., Gonçalves, P. H., & Duarte Santana, L. (2024). Revisão da literatura científica sobre o uso da impressão 3D na produção de próteses infantis de membro superior. *Revista Transverso: Diálogos Entre Design, Cultura E Sociedade*, 1(15). <https://doi.org/10.36704/transverso.v1i15.9000>

Bião, Menilde Araújo Silva et al. Proposta para Automatizar o Processo De Fabricação Aditiva de Prótese de Membro Superior. In: II ENEIS - Encontro Nacional de Empreendedorismo e Inovação em Saúde - Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, 2021. Disponível em: <<https://www.doity.com.br/anais/eneis/trabalho/139342>>.

Borgianni, Y., Pradel, P., Berni, A., Obi, M., & Bibb, R. (2022). *An investigation into the current state of education in Design for Additive Manufacturing*. Journal of Engineering Design, 33(7), 461–490. <https://doi.org/10.1080/09544828.2022.2102893>

Brown, Tim. *Design Thinking*: uma metodologia poderosa para decretar o fim das velhas ideias. Rio de Janeiro: Alta Books Editora, 2017.

Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. Portaria nº 116, de 9 de setembro de 1993. Estabelece normas para o cadastramento e habilitação de unidades hospitalares para assistência à pessoa com deficiência. Diário Oficial da União, Brasília, DF, 10 set. 1993.

Brasil. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. *Plano Nacional de Tecnologia Assistiva*. Brasília: MCTI, 2023. Disponível em: https://www.gov.br/mcti/pt-br/centrais-de-conteudo/publicacoes-mcti/plano-nacional-de-tecnologia-assistiva/pnta_-documento_web.pdf.

Brasil. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. Tecnologia Assistiva. – Brasília: CORDE, 2009. 138 p.

Brenken, Bastian; Barocio, Eduardo; Favaloro, Anthony; Kunc, Vlastimil; Pipes, R. Byron. (2018). *Fused filament fabrication of fiber-reinforced polymers: a review*. Additive Manufacturing, vol. 21, p. 1-16. ISSN 2214-8604. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.01.002>. Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214860417304475>. Acesso em: 04 set. 2021.

Bruxel, Y. (2010). Sistema para análise de impacto na marcha humana. Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Calignano, Flaviana; Massimo, Lorusso; Ignanio, Roppolo; Paolo, Minetola. *Investigation of the Mechanical Properties of a Carbon Fibre-Reinforced Nylon Filament for 3D Printing. Machines* 2020. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2075-1702/8/3/52>.

Callister, William D. Jr.; Rethwisch, David G. (2021). Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. 10. ed. Rio de Janeiro: LTC. ISBN: 9788521637288, p. 864.

Callister, W. D.; Tethwisch, D. G. Ciência e engenharia de materiais - Uma introdução. 8. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2012.

Campbell, Thomas; Williams, Christopher B.; Ivanova, Olga; Garrett, Banning. (2011). *Could 3D Printing Change the World Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing. Strategic Foresight Initiative. Atlantic Council*.

Carvalho, J. A. (2012). Vantagens na protetização de amputados transtibiais submetidos a técnicas cirúrgicas não convencionais. Universidade Estadual de Campinas.

Casas Bahia. Pé protético de fibra de carbono Taleo preto 22 cm esquerdo 1C50 Ottobock [Internet]. 2025 [citado 2025 mar. 9]. Disponível em: <https://www.casasbahia.com.br/pe-protetico-de-fibra-de-carbono-taleo-preto-22-cm-esquerdo-1c50-ottobock/p/1570831561>

Catarin.org. (n.d.). Tipos de Amputações. Recuperado em 15 de janeiro de 2025, de <https://www.catarin.org/amputacao/hemipelvectomia/>

Caulliraux, A.A., Bastos, D.P. Araujo, R. et al. (2020), “Organizational optimization through the double diamond - Applying Interdisciplinarity”, *Brazilian Journal of Operations & Production Management*, Vol. 17, No. 4, e2020917. <https://doi.org/10.14488/BJOPM.2020.025>

Cha, Yong Ho; Lee, Keun Ho; Ryu, Hong Jong; Joo, Il Won; Seo, Anna; Kim, Dong-Hyeon; Kim, Sang Jun. (2017). *Ankle-Foot Orthosis Made by 3D Printing Technique and Automated Design Software. Appl Bionics Biomech.*; DOI: 10.1155/2017/9610468. Epub 2017 jul. 30. PMID: 28827977; PMCID: PMC5554564.

Chacón, J.M. Caminero, M.A. García-Plaza, E. Núñez, P. J. *Additive manufacturing of PLA structures using fused deposition modelling: Effect of process parameters on mechanical properties and their optimal selection*, Materials & Design, Volume 124, 2017, Pages 143-157, ISSN 0264-1275, <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.03.065>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0264127517303143>)

Chacón, J.M.; Caminero, M.A.; García-Plaza, E.; García-Moreno, I.; Reverte, J.M., *Additive manufacturing of continuous fibre reinforced thermoplastic composites using fused deposition modelling: Effect of process parameters on mechanical properties*, Composites

Science and Technology, Volume 181, 2019, 107688, ISSN 0266-3538,<https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2019.107688>

Chae, Michael P.; Rozen, Warren M.; Mcmenamin, Paul G.; Findlay, Michael W.; Spychal, Robert T.; Hunter-Smith, David J. (2015) *Emerging applications of bedside 3D printing in plastic surgery*. *Front Surg.* DOI: 10.3389/fsurg.2015.00025.

Chen, H., & Liu, Y. (2013). Function Combined Method for Design Innovation of Children's Bike. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 26(2), 242–247.

Chen, Danfang et al. *Direct digital manufacturing: definition, evolution, and sustainability implications*. *Journal Of Cleaner Production*. p. 615-625. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2015.05.009>

Choonara, Yahya E.; Toit, Lisa C. Du; Kumar, Pradeep; Kondiah, Pierre P. D.; Pillay, Viness. (2016). *3D-printing and the effect on medical costs: a new era?* *Expert Review of Pharmaco-econ Outcomes Research*, p. 23–32. DOI: 10.1586/14737167.2016.1138860.

Chung, Deborah D. L. *Introduction to Carbon Composites*. In: Chung, Deborah D. L. (Ed.). *Carbon Composites*. 2. ed. Butterworth-Heinemann, 2017. p. 88-160. ISBN 9780128044599. DOI: 10.1016/B978-0-12-804459-9.00002-6.

Coelho, Arthur Wilson Fonseca. (2018). Manufatura aditiva por jato de aglutinante (impressão 3D): fabricação e avaliação de compósitos de gesso com fibras de sisal. Dissertação de Mestrado.

Commission, European. (2012). *BioBasedEconomy*. Acesso em: <https://www.biobasedeconomy.eu/policy/>.

Conforpés®. (2018). Prótese para amputação transtibial. Disponível em: <https://blog.conforpes.com.br/dr-responde/protese-para-amputacao-transtibial/>. Acesso em: 14 mar. 2021.

Crozet, Virginia. (2018). *Additive Manufacturing Research. Composites Additive Manufacturing Market*. Acesso em: 5 de maio, 2024, from <https://additivemanufacturingresearch.com/news/composites-additive-manufacturing-market/>

Cuellar, Juan Sebastian; Smit, Gerwin; Zadpoor, Amir A.; Breedveld, Paul. (2018). *Ten guidelines for the design of non-assembly mechanisms: the case of 3D-printed prosthetic hands*. *Proc Inst Mech Eng H*, p. 962-971. DOI: 10.1177/0954411918794734.

Dagostini, E. (2021). Modelagem e análise de tensões de uma prótese para membros inferiores do tipo flex. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Pato Branco.

DDDROP. (n.d.). *Closed versus Open 3D printer systems*. Disponível em: <https://dddrop.com/closed-versus-open-3d-printer-systems/>. Acesso em: 10 abr. 2025.

Debroy, Tarasankar; Wei, Huiliang; Zuback, James; Mukherjee, Tuhin; Elmer, J. W.; J.O. Milewski, J. O.; Beese, Allison M.; Wilson-Heid, Alexander. De, Amitava; Zhang, W.

(2018). *Additive manufacturing of metallic components – Process, structure and properties*, *Prog. Mater.*, vol. 92, p. 112–224. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2017.10.001>. DOI:10.1016/j.pmatsci.2017.10.001.

Design Council. (2021). *Beyond Net Zero: A Systemic Design Approach*. Londres: Design Council. Disponível em: <https://www.designcouncil.org.uk/fileadmin/uploads/dc/Documents/Beyond%20Net%20Zero%20-%20A%20Systemic%20Design%20Approach.pdf>

Design Q & A. Interview with Charles Eames. [s. L.]: Musée Arts Decoratifs, 1972. P&B. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=3xYi2rd1QCg>>. Acesso em: 02 jan. 2019.

Desktopmetal®. (2022). *Fiber*. Disponível em: <https://www.desktopmetal.com/products/fiber>.

Dey, Arup; Yodo, Nita. (2019). *A Systematic survey of FDM process parameter optimization and their influence on part characteristics*. *J. Manuf. Mater.*, vol. 3, p. 64–93. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/jmmp3030064>.

Dickson, A. N. et al. 2017. Fabrication of continuous carbon, glass and Kevlar fiber reinforced polymer composites using additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, v. 16, p. 146-152, Aug. ISSN 2214-8604. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2017.06.004>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214860416301889>.

Diegel, Olaf; Nordin, Axel; Motte, Damien. (2019). *A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing, Springer Series in Advanced Manufacturing*, 1st ed. p. 236. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-981-13-8281-91>

Diegel, O.; Singamneni, S.; Reay, S.; Withell, A. (2010). *Tools for sustainable product design: additive manufacturing*. *Journal of Sustainable Development*, v. 3, i. 3, p. 68-75. 2010. <https://doi.org/10.3139/124.100304>

Dominguez, García, A., Claver, J., Camacho, Sebastián. M.A. (2020). *Considerations on the applicability of test methods for mechanical characterization of materials manufactured by FDM*. "Materials v13 (1), 28".

Elgamsy, R., Ramadan, N., & Elsabbagh, A. (2023). *Localization of composite prosthetic feet: manufacturing processes and production guidelines*. *Scientific Reports*, 13, 17421.

Eltaweel, Ahmad; Su, Yuehong. (2017). *Parametric design and daylighting: A literature review*. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, v. 73, p. 1086-1103. Elsevier BV. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.rser.2017.02.011>

Enable®. (2022). *What is e-NABLE?* Disponível em: <http://enablingthefuture.org/>. Acesso em: 20, jun. 2022. Sem autor.

Facfox. (2019). *How 3D printing direction/orientation affects strength and stiffness of a 3D printed part.* 27 nov. 2019. Disponível em: <http://pt.insta3dm.com/info/how-3d-printing-direction-orientation-affects-42831970.html>. Acesso em: 28 jan. 2025.

Fongsamootr, T., Thawon, I., Tippayawong, N., Tippayawong, K. Y., & Suttakul, P. (2022). *Effect of print parameters on additive manufacturing of metallic parts: performance and sustainability aspects.* *Scientific Reports*, 12, 22613.

Freilich, Martin A.; Meiers, Jonathan C. (2004). *Fiber-reinforced composite prostheses.* *Dent Clin North Am*, p. 545–562. DOI: 10.1016/j.cden.2004.01.005.

Fu, S., & Lauke, B. (1996). Efeitos do comprimento da fibra e das distribuições de orientação da fibra na resistência à tração de polímeros reforçados com fibras curtas. *Composites Science and Technology*, 56, 1179-1190

Garcia, Luis Hilário Tobler. (2016). Desenvolvimento de processo de fabricação de compósitos de fibras longas através da tecnologia. Tese de Doutorado. USP. Disponível em: <https://doi.org/10.11606/T.18.2019.tde-04092019-125437>.

Gibson, Ian; Rosen, David W.; Stucker, Brent. (2010). *Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing.* Springer, p. 447-459.

Gibson, Ian; Rosen, David; Stucker, Brent. (2015). *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital.* 2. ed. Nova York: Springer, p. 509.

Glória, Antônio; Ronca, Dante; Russo, Teresa; D'amora, Ugo; Chierchia, Marianna; Santis, Roberto De; Nicolais, Luigi; Ambrosio, Luigi. (2011). *Technical features and criteria in designing fiber-reinforced composite materials: from the Aerospace and aeronautical field to biomedical applications.* *J Appl Biomater Biomech*, p. 151–63. DOI: 10.5301/JABB.2011.8569

Gu, Grace X.; Chen, Chun The.; Richmond, Deon J.; Buehler, Markus J. (2018). *Bioinspired hierarchical composite design using machine learning: simulation, additive manufacturing, and experiment,* *Mater. Horizons*, vol. 5, p. 939–945. Disponível em: <https://doi.org/10.1039/C8MH00653A>.

Hale, P., & Ng, E. (2020). *Non-linear material characterization of CFRP with FEM utilizing cohesive surface considerations validated with effective tensile test fixturing.* *Materials Today Communications*. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2019.100872>.

Hamzah, M., & Gatta, A. (2018). *Design of a Novel Carbon-Fiber Ankle-Foot Prosthetic using Finite Element Modeling.* *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 433(1), 012056.

Handicap®. (2022). *Carbon Fiber Guide for 3D Printing.* Disponível em: <https://handicap-international.fr/fr/actualites/un-centre-de-reference-pour-remettre-debout-les-personnes-blessees-ethandicapees>. Acesso em: 15 jun. 2022. Sem autor.

Hao, Wenfeng; Liu, Ye; Zhou, Hao; Chen, Haosen; Fang, Daining. (2018). *Preparation and characterization of 3D printed continuous carbon fiber reinforced thermosetting composites*, *Polymer Testing*, vol. 65, p. 29-34, ISSN 0142-9418. DOI:10.1016/j.polymertesting.2017.11.004.

Haruna, Auwal; Jiang, Pingyu. (2022). *Adaptability analysis of design for additive manufacturing by using fuzzy Bayesian network approach*, *Advanced Engineering Informatics*, Volume 52, 2022, 101613, ISSN 1474-0346, <https://doi.org/10.1016/j.aei.2022.101613>.

Healy, Aoife; Farmer, Sybil; Pandyan, Anand; Chockalingam, Nachiappan. (2018). *A systematic review of randomised controlled trials assessing effectiveness of prosthetic and orthotic interventions*. *Journal Plus One*. DOI: 10.1371/journal.pone.0192094.

Hsu, L.H.; Huang, G.F.; Lu, C.T.; Hong, D.Y.; Liu, S.H. (2010). *The development of a rapid prototyping prosthetic socket coated with a resin layer for transtibial amputees*. *Prosthet. Orthot*, p. 37–45. DOI: 10.3109/03093640902911820.

Hu, Qingxi, Duan, Yougchao, Zhang, Haiguang; Liu, Dali; Yan, Biao; Peng, Fujun. (2017). *Manufacturing and 3D printing of continuous carbon fiber prepreg filament*. *Journal of Materials Science*, p. 1887–1898. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10853-017-1624-2>.

Hüseyin, Kürşad Sezer; Oğulcan, Eren; Hüseyin, Riza Börklü; Veysel, Özdemir. (2019). *Additive manufacturing of carbon fiber reinforced plastic composites by fused deposition modelling: effect of fiber content and process parameters on mechanical properties*. 2019. *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University* 34 (2), pp. 663-674. 2019

INPI®, Instituto Nacional da Propriedade Industrial (ed.). Patentes. 2023. Disponível em: <https://www.gov.br/inpi/pt-br>. Acesso em: 08 jan. 2023.

ISO/ASTM 52921. (2013). *Standard Terminology for additive manufacturing – Coordinate systems and test methodologies*.

ISO 10328:2016. *Prosthetics — Structural testing of lower-limb prostheses — Requirements and test methods*. Organização Internacional de Normalização, 2016.

ISO 6983-1:2009. Numerical control of machines — Program format and definition of address words — Part 1: Data format for positioning, line motion and contouring control systems. Geneva: ISO, 2009.

Jin, Yu-An; Plott, Jeff; Chen, Roland; Wensman, Jeffrey; Shih, Albert. (2015). *Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses – A Review*. *CIRP 25th Design Conference Innovative Product Creation*, vol. 36, p. 199-204. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.procir.2015.02.125>.

Kabir, S. M. F.; Mathur, Kavita; Seyam, Abdel-Fattah M. (2020). "The Road to Improved Fiber-Reinforced 3D Printing Technology" Technologies. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/technologies8040051>.

Kamble, Pratik S.; Khoje, Suchitra A.; Lele, Jyoti A. (2018). *Recent Developments in 3D Printing Technologies: Review*, p. 468-473. DOI: 10.1109/ICCONS.2018.8662981.

Kaori, Danielle. (2022). PrintIt3D. O que é Scanner 3D? Tipos de Scanner 3D e a sua aplicação. Disponível em: <https://www.printit3d.com.br/post/o-que-%C3%A9-scanner-3d-tipos-de-scanner-3d-e-a-sua-aplica%C3%A7%C3%A3o>. Acesso em 18 abr. 2025.

Kargar, E., Ghasemi-Ghalebahman, A. Experimental investigation on fatigue life and tensile strength of carbon fiber-reinforced PLA composites based on fused deposition modeling. *Sci Rep* 13, 18194 (2023). <https://doi-org.ez34.periodicos.capes.gov.br/10.1038/s41598-023-45046-x>.

Kazazian, Thierry. Design e desenvolvimento sustentável: Haverá a idade das coisas leves. São Paulo: Senac, 2005. 194 p.

Khare, Jeetendra Mohan; Dahiya, Sanjeev; Gangil, B.; Ranakoti, Lalit. (2020). *Influence of different resins on Physico-Mechanical properties of hybrid fiber reinforced polymer composites used in human prosthetics, Materials Today: Proceedings*. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.07.420>.

Khosravani, MR, Berto, F., Ayatollahi, MR et al. Caracterização de peças de PLA impressas em 3D com diferentes orientações de *raster* e velocidades de impressão. *Sci Rep* 12, 1016 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-05005-4>

Kim, Sunjung; Yalla, Sai V.; Shetty, Sagar; Rosenblatt, Noah J. Structural integrity of custom-designed additive manufactured prosthetic sockets compared to traditional sockets, *Results in Materials*, Volume 21, 2024, 100549, ISSN 2590-048X, <https://doi.org/10.1016/j.rinma.2024.100549>.

Klift, Frank Van Der; Koga, Yoichiro; Todoroki, Akira; Ueda, Masahito; Hirano, Yoshiyasu; Matsuzaki, Ryosuke. (2016). *3D Printing of continuous carbon fiber reinforced thermo-plastic (CFRTP) tensile test specimens. Composite Materials*, v. 6, n.1. ISSN 2164-5655. DOI: 10.4236/ojcm.2016.61003.

Kunkel, M. E. et al. Mao3d - protetização e reabilitação de membro superior adulto com a tecnologia de impressão 3d. In: Cardoso, N. A.; Rocha, R. R.; Laurinda, M. V. *A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica*. Ponta Grossa: Atena Editora, 2019.

Laferrier, J. Z., Groff, A., Hale, S. & Sprunger, N. A. (2018). *A review of commonly used prosthetic feet for developing countries: A call for research and development. J. Novel Physiother.* 08, 1–10. <https://doi.org/10.4172/2165-7025.1000380>

Lee, Jian-Yuan; An, Jia; Chua, Chee Kai. (2017). *Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials. Applied Materials Today*, vol. 7, p. 120–133. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.apmt.2017.02.004>.

Li, Chunxu; Pisignano, Dario; Zhao, Yu; Xue, Jiajia. (2020). *Advances in Medical Applications of Additive Manufacturing, Engineering*, vol. 6, p. 1222-1231. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.eng.2020.02.018>.

Lim, G. D., Abd Latif, M. J., Alkahari, M. R., Yob, M. S., Musa, M., Abdul Rahman, M. N., Rajaandra, P., & Nguyen, H. Q. (2022). Parameter Optimization of Fused Deposition Modeling Process for 3D Printed Prosthetic Socket using PCR-TOPSIS Method. *International Journal of Nanoelectronics and Materials*, 15(Special Issue), 247–258.

Lipson, H., & Kurman, M. (2013). Fabricated: The New World of 3D Printing. John Wiley & Sons.

Liu, Kun; Zhang, Qiang; Li, Xin; Zhao, Changsong; Quan, Xuemin; Zhao, Rugang; Chen, Zongfeng; Li, Yansheng. (2017). *Preliminary application of a multi-level 3D printing drill guide template for pedicle screw placement in severe and rigid scoliosis*. *European Spine Journal*, p. 1684–1689. DOI: 10.1007/s00586-016-4926-1.

Ljungberg, L., 2005. *Materials selection and design for development of sustainable products*. *Materials and Design. Science Direct*, Volume 28, pp. 466-479. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2005.09.006>

Loja do Amputado (2025a). Pé Sach Ottobock para prótese transtibial ou transfemoral 1S66 [Internet]. 2025 [citado 2025 mar. 9]. Disponível em: <https://www.lojadoamputado.com.br/pes-16767887/pe-sach-ottobock-para-protese-transtibial-ou-transfemoral-1s66>

Loja do Amputado. (2025b). Pé Terion Ottobock 1C10 Fibra de Carbono. Recuperado em 9 de março de 2025, de <https://www.lojadoamputado.com.br/pes/pe-terion-ottobock-1c10-fibra-de-carbono>

Lopez, Karla. (2014). O que é o quê nas Slicing settings para impressão 3D. Disponível em: <https://blog.fazedores.com/o-que-e-o-que-nas-slicing-settings-para-impressao-3d/>. Acesso em: 15 nov. 2021.

MakerBot. (2021). *Educators Guidebook: the definitive guide to 3D printing in the classroom*. 3rd ed. Copyright © 2021 by MakerBot Industries, LLC. ISBN 978-0-9991345-2-8. Acesso em: 8 out. 2024.

Manocchio, N.; Gaudenzi, M.; Tofani, M.; Ljoka, C.; Imeshari, A.; Giordani, L.; Della Bella, G.; Foti, C. Functional Impact of Early Prosthetic Implantation in Children with Upper Limb Agenesis or Amputation. *Appl. Sci.* 2024, 14, 7259. <https://doi.org/10.3390/app14167259>

Manzini, Ezio. Design para a inovação social e sustentabilidade: Comunidades criativas, organizações colaborativas e novas redes projetuais. Rio de Janeiro: E-papers, 2008. 103 p. Tradução de Carla Cipolla.

Manzini; Vezzoli, C. O desenvolvimento de produtos sustentáveis: os requisitos ambientais dos produtos industriais. São Paulo: EDUSP. 2008.

Markforged®. (2023). *Industrial Production Anywhere You Need It*. Disponível em: <https://markforged.com/>. Acesso em: 05 jan. 2023.

Markforged®. (2022). *Design Guide for 3D Printing with Composites*. Retrieved from https://s3.amazonaws.com/mf.product.doc.images/Composites_DesignGuide/CompositesDesignGuide.pdf

Martins, João Filipe de Rezende (2021). Estudo do efeito do tipo de preenchimento no comportamento mecânico de peças fabricadas por *fused deposition modelling* usando o compósito PLA-fibra de carbono. 2021. 165 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia de Produção, Universidade Federal do Paraná, Paraná, 2021. Disponível em: <https://acervodigital.ufpr.br/bitstream/handle/1884/72715/R%20-%20D%20-%20JOAO%20FILIPPE%20DE%20REZENDE%20MARTINS.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 5 abr. 2022.

Maruo, Yukinori; Nishigawa, Goro; Irie, Masao; Yoshihara, Kumiko; Minagi, Shogo. (2015). *Flexural properties of polyethylene, glass and carbon fiber-reinforced resin composites for prosthetic frameworks*, *Acta Odontologica Scandinavica*, vol. 73, p. 581–587. Disponível em: <https://doi.org/10.3109/00016357.2014.958875>.

Matthews, F.L.; Rawlings, R.D. (1994). *Composite materials: engineering and science*. London, Chapman & Hall.

Melenka, Garrett W; Cheung, Benjamin K.O.; Schofield, Jonathon S.; Dawson, Michael R.; Carey, Jason P. (2016). *Evaluation and prediction of the tensile properties of continuous fiber-reinforced 3D printed structures*, *Composite Structures*, vol. 153, p. 866-875, ISSN 0263-8223. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2016.07.018>.

Menezes, Lúcio Roberto de. Desenvolvimento de filamento compósito de matriz termoplástica PLA com reforço híbrido de fibras curtas de carbono e contínuas de kevlar para manufatura aditiva por extrusão de material. 2023. 175 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2023. DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2023.150>.

Menezes, Lucio Roberto; Abrão, Júlia Souza; Rosa, Igor Cesar de Carlos; Alves, Leonardo; Querino, Thiago; Abrão, Bruno Souza; Pereira, Mayara Fernanda; Fiocchi, Arthur Alves. Desafios da manufatura aditiva de compósitos poliméricos reforçados com fibras contínuas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO – COBEF, 12., 2023, Brasília. *Anais...* Rio de Janeiro: ABCM, 2023. DOI: 10.26678/ABCM.COBEF2023.COF23-0476.

Menichinelli, Massimo. (2017). *A data-driven approach for understanding Open Design. Mapping social interactions in collaborative processes on GitHub*, *The Design Journal*. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/14606925.2017.1352869>.

Menini, Maria; Conserva, Enrico; Tealdo, Tiziano; Bevilacqua, Marco; Pera, Francesco; Signori, Alessio; Pera, Paolo. (2013). *Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study*. *The International Journal of Prosthodontics*, vol. 26, p. 549–56. DOI: 10.11607/ijp.3241.

Mercado Livre. Kit pé fibra de carbono Ottobock Trias 1C30 capa Model Novo [Internet]. 2025 [citedo 2025 mar. 9]. Disponível em:

https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-3821870681-kit-pe-fibra-de-carbono-ottobock-trias-1c30-capas-model-novo-_JM

Miclaus, Roxana Steliana; Repanovice, Angela; Roman, Nadinne. (2017). *Bionaterials: Polylactic Acid and 3D Printing Processes for Orthosis and Prostheses. Materiale Plastice*, vol. 54, p. 98-102. DOI:10.37358/MP.17.1.4794.

Moffat, Marilyn. (2004). *Braving New Worlds: To Conquer, To Endure (Physical Therapy)* vol. 84, p. 1056-1086. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/ptj/84.11.1056>.

Mohamed, O., Zahran, A., Ryad, M. (2022). 'The Role of Industry 4.0 Technologies in Design Process Management', *International Design Journal*, 12(2), pp. 299-310. doi: 10.21608/idj.2022.222665

Mori, Yvi Tiemi; Foggiatto, José Aguiomar; Hadas, Rafael. (2018). Parametrização de uma Prótese de Mão de Açãoamento Mecânico. XXII Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica da UTFPR.

Nicolais, L.; Glória, A.; Ambrosio, L. (2010). 17 - *The mechanics of biocomposites*. Editor (s): Luigi Ambrosio, ed. Biomedical composites. Cambridge, UK: Woodhead Publishing Limited, CRC Press; 2010; p. 411-40. Disponível em: <https://doi.org/10.1533/9781845697372.3.411>.

Nojimoto, Cynthia; Tramontano, Marcelo; Anelli, Sobral; Luiz, Renato. (2011). Design Paramétrico: Experiência Didática. In: 15º Congresso Ibero-Americano De Gráficos Digitais, Santa Fé. *Proceedings* [...]. Santa Fé: Argentina, 2011. p. 456-460. Disponível em: http://papers.cumcad.org/data/works/att/sigradi2011_279.content.pdf.

Norton, R. L. (2013). Projeto de Máquinas - Uma abordagem integrada. 4. ed. Worcester, Massachusetts: Worcester Polytechnic Institute. <https://archive.org/details/ProjetoDeMquinasLivro/page/n167/mode/2up>

Oleiwi, Jawad K.; Hadi, Ahmed Namah. (2021). *Properties of Materials and Models of Prosthetic Feet: A Review*. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. DOI:10.1088/1757-899x/1094/1/012151.

Oleiwi, Jawad K.; Khazraji, Kahtan Al-Kadhim; Ahmed, Payman Sahbah. (2012). *Tensile and fatigue characteristics of lower-limb prosthetic socket made from composite materials*. In *Proceedings of the 2012 International Conference on Industrial Engineering and Operations Management Istanbul, Turkey*.

Oosterhuis, Kas; Bier, Henriette; Aalbers, Cas; Boer, Sander. (2005). *File to Factory and Real Time Behavior in ONL-Architecture*. 2005. Disponível em: <http://papers.cumcad.org/data/works/att/acadia04_294.content.pdf> Acesso em: 20 outubro 2018.

Orquéra, M., Campocasso, S. and Millet, D. (2017), "Design for additive manufacturing method for a mechanical system downsizing", *Procedia CIRP*, Vol. 60, pp. 223-228, available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.procir.2017.02.011>

Össur®. (2024). Produtos protéticos: Pés. Recuperado em 15 de janeiro de 2024, de <https://www.ossur.com/pt-br/proteses/produtos?categories=Feet>

Ottobock®. (2024). Produtos protéticos: Pés protéticos. Recuperado em 15 de janeiro de 2024, de <https://www.ottobock.com/pt-br/category/32336>

Oxman, R. *Theory and design in the first digital age*. Design Studies, v. 27, n.3, p.229-265, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.destud.2005.11.002>

Pertuz, Alberto D.; Cardona, Sergio Díaz; Estrada, Octavio Andrés González. *Static and fatigue behaviour of continuous fibre reinforced thermoplastic composites manufactured by fused deposition modelling technique* Int. J. Fatig., 130 (2020), p. 105275, [10.1016/j.ijfatigue.2019.105275](https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2019.105275)

Prabhu, R., Simpson, T. W., Miller, S. R., & Meisel, N. A. (2022). *Mastering manufacturing: exploring the influence of engineering designers' prior experience when using design for additive manufacturing*. Journal of Engineering Design, 33(5), 366–387. <https://doi.org/10.1080/09544828.2022.2075222>

Prabhu, R., Bracken, J., Armstrong, C. B., Jablokow, K., Simpson, T. W., & Meisel, N. A. (2020 a). *Additive creativity: investigating the use of design for additive manufacturing to encourage creativity in the engineering design industry*. International Journal of Design Creativity and Innovation, 8(4), 198–222. <https://doi.org/10.1080/21650349.2020.1813633>

Prabhu, Rohan; Miller, Scarlett R., Simpson, Timothy W., Meisel, Nicholas A. (2020 c). *American Society of Mechanical Engineers*; Volume: 142; Issue: 9 Linguagem: Inglês [10.1115/1.4046065](https://doi.org/10.1115/1.4046065)

Prim, Gabriel de Souza; Vieira, Milton Luiz Horn. O design e novas tecnologias para o avanço das próteses: exploração, inovação e avaliação. In: ENCONTRO NACIONAL DE PESQUISA EM DESIGN, 12., 2016, São Paulo. Anais [...]. São Paulo: Blucher, 2016. Disponível em: <https://pdf.blucher.com.br/designproceedings/ped2016/0383.pdf>. Acesso em: 18 abr. 2025.

Plessis, Anton Du; Broeckhoven, Chris; Yadroitseva, Ina; Yadroitsev, Igor; Hands, Clive H.; Kunju, Ravi; Bhate, Dhruv. (2019). *Beautiful and Functional: A Review of Biomimetic Design in Additive Manufacturing*, Additive Manufacturing, vol. 27, p. 408-427, ISSN 2214-8604. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.03.033>.

Ponto Frio. Pé protético de fibra de carbono Aktion preto 22 cm direito 1E56 Ottobock [Internet]. 2025 [citado 2025 mar. 9]. Disponível em: <https://www.pontofrio.com.br/pe-protetico-de-fibra-de-carbono-aktion-preto-22-cm-direito-1e-56-ottobock/p/1570912992>

Prost, V., Johnson, W. B., Kent, J. A., Major, M. J., & Winter, A. G. (2022). *Biomechanical evaluation over level ground walking of user-specific prosthetic feet designed using the lower leg trajectory error framework*. Scientific Reports, 12, 5306.

Próteses News. Pé protético em fibra de carbono de perfil baixo Pro-Flex XC Torsion preto PXT0 Össur [Internet]. 2025a [citado 2025 mar. 9]. Disponível em:

<https://protesesnews.com.br/produtos/pe-protetico-em-fibra-de-carbono-de-perfil-baixo-proflex-xc-torsion-preto-pxt0-ossur/>

Próteses News. Capa estética pé protético Vari-Flex bege direito e esquerdo FSE0 Össur [Internet]. 2025b [citado 2025 mar. 9]. Disponível em: <https://protesesnews.com.br/produtos/capa-estetica-pe-protetico-vari-flex-bege-direito-e-esquerdo-fse0-ossur/>

Próteses News. Pé fibra de carbono Triton direito e esquerdo 1C60 Ottobock [Internet]. 2025c [citado 2025 mar. 9]. Disponível em: <https://protesesnews.com.br/produtos/pe-fibra-de-carbono-triton-direito-e-esquerdo-1c60-ottobock/>

Próteses News. Capa pé Triton bege direito e esquerdo 2C6 Ottobock [Internet]. 2025d [citado 2025 mar. 9]. Disponível em: <https://protesesnews.com.br/produtos/capa-pe-triton-bege-direito-e-esquerdo-2c6-ottobock/>

Pupo, Regiane Trevisan. (2009). Inserção da prototipagem e fabricação digitais no processo de projeto: um novo desafio para o ensino de arquitetura. Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, p. 259.

Pyykkö, H.; Suoheimo, M.; Walter, S. *Approaching Sustainability Transition in Supply Chains as a Wicked Problem: Systematic Literature Review in Light of the Evolved Double Diamond Design Process Model*. Processes 2021, 9, 2135. <https://doi.org/10.3390/pr9122135>

Rankin, Timothy M.; Giovinco, Nicholas A.; Cucher, Daniel J.; Watts, George; Hurwitz, Bonnie; Armstrong, David G. (2014). *Three-dimensional printing surgical instruments: are we there yet*. The Journal of Surgical Research. DOI: 10.1016/j.jss.2014.02.020.

Reddy, M. Venkateswar; Hemasunder, Banka; Chavan, Pradeep Mahadevapa; Nilabh, Prato; Savio, Akash Paul. Study on the significance of process parameters in improvising the tensile strength of FDM printed carbon fibre reinforced PLA, Materials Today: Proceedings, 2023, ISSN 2214-7853, <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2023.06.330>.

Regalla, S. P.; Kumar, A. S.; Singh, R. K. (2020). *Strength and fracture behaviour of polymer matrix composite layered structures made by additive manufacturing*. Materials Today: Proceedings, [S. l.], v. 28, p. 1030–1035, 2020. DOI: 10.1016/j.matpr.2019.12.347.

Reverte, J.M.; Caminero, M.Á.; Chacón, J.M.; García-Plaza, E.; Núñez, P.J.; Becar, J.P. *Mechanical and Geometric Performance of PLA-Based Polymer Composites Processed by the Fused Filament Fabrication Additive Manufacturing Technique*. Materials 2020, 13, 1924. <https://doi.org/10.3390/ma13081924>

Rocha, Bruno Adão da Silva. (2010). Desenvolvimento do processo de produção de próteses em ligas de titânio. Dissertação de Mestrado. Universidade do Porto. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/57731/1/000144616.pdf>.

Rosa, I. C. C, Avanços na manufatura híbrida de compósitos de matriz polimérica reforçados com fibra de carbono fragmentada. 2023. 154f. Dissertação (Mestrado), Faculdade de engenharia mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, 2023.

Rościszewska, M. & Wekwejt, M. (2018). *Composites in energy storing prosthetic feet*. Eur. J. Med. Technol. 3(20), 16–22.

Rozenfeld, H., Forcellini, F. A., Amaral, D. C., Toledo, J. C., Silva, S. L., Alliprandini, D. H., Scalice, R. K. (2006). Gestão de Desenvolvimento de Produtos: uma referência para a melhoria do processo. São Paulo: Saraiva

Saad, E., Elekyaby, M. S., Ali, E. O., & Hassan, S. F. A. E. (2020). *Double Diamond Strategy Saves Time of the Design Process*. International Design Journal, 10 (3), 211-222. <https://doi.org/10.21608/idj.2020.96345>

Sampaio, Claudio P de. et al. Aguinaldo dos Santos, Camila S. D. Lopes, Fabiano A. Trein, Liliane I. Chaves, Lisiane I. Librelotto, Paulo Cesar M. Ferroli, Priscilla R. Lepre, Rita C. Engler, Suzana B. Martins, Viviane G. A. Nunes. Design para a Sustentabilidade: Dimensão Ambiental. Curitiba: Insight, 2018. 186 p.

Sampaio, Laís Victória da Silva; Queiroz, Eduardo Nunes de Aguiar; Santos, Maria Eduarda Pontes dos; Souza, Tamires Kelli Neves. *A importância do uso da prótese 3D na reabilitação da marcha de pacientes amputados de membros inferiores*. Revista FT, v. 29, n. 140, nov. 2024. Disponível em: <https://revistaft.com.br/a-importancia-do-uso-da-protese-3d-na-reabilitacao-da-marcha-de-pacientes-amputados-de-membros-inferiores/>. Acesso em: 15 abr. 2025

Sandygulova, Anara et al. “*Real-time adaptive child-robot interaction: Age and gender determination of children based on 3D body metrics.*” The 23rd IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (2014): 826-831.

Santos, João Victor Gomes. (2018). Design de prótese transtibial de baixo custo constituída por biocompósitos: desenvolvimento e avaliação / João Victor Gomes dos Santos. Bauru, p. 99.

Santos; Marcelo Otávio dos., Auricchio; Paulo De Souza Chohfi, Castro; Pedro Henrique Lara de., Pegini; Victor Ros, Avedissian; Nicholas Queiroz (2020). Otimização Estrutural Através de Preenchimento Inteligente em Manufatura Aditiva por *Fused filament Fabrication (FFF)* Congresso Brasileiro De Manufatura Aditiva, 1^a edição., 2020. ISBN dos Anais: 978-65-86861-62-4. 2020. p. 1-10

Santos, Sara; Soares, Bruno; Leite, Marco; Jacinto, Jorge. (2017). *Design and development of a customized knee positioning orthosis using low-cost 3D printers*. Virtual and Physical Prototyping, p. 322-332. DOI: 10.1080/17452759.2017.1350552.

Scaletsky, Celso Carnos; Costa, Filipe Campelo Xavier da; Bittencourt, Paulo. Primeira parte: Reflexões sobre Design Estratégico. In: Scaletsky, Celso Carnos. Design Estratégico em ação. São Leopoldo: Unisinos, 2016. Cap. 1. p. 14-17.

Schaecht P., Goetz S., Schleich B., Wartzack S. (2023). *Knowledge-Driven Design for Additive Manufacturing: A Framework for Design Adaptation*. Proceedings of the Design Society. 2023; 3:2405-2414. doi:10.1017/pds.2023.241

Schuhler, Eliot. *Dégénération des matériaux composites sous l'effet d'une flamme: application à la réaction aux feux des composites utilisés pour les transports et l'énergie. Polymères*. Normandie Université, 2019.

Seely, Jennifer C. K. (2004). *Digital Fabrication in The Architectural Design Process*. Dissertação de Mestrado, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, p. 77. Disponível em: <https://dspace.mit.edu/handle/1721.1/27030>.

Shih, Albert; Park, Dae Woo; Yang, Ya-Yu (Dory); Chisena, Robert; WU, Dazhong. Cloud-based design and additive manufacturing of custom orthoses. *Procedia CIRP*, v. 63, p. 156–160, 2017.

Shekhar B, Riazi S, Rahamanian S. (2009). *Mechanical Properties of Carbon Hybrid Braided Structure for Lower Limb Prosthesis (Department of General Engineering, San José State University)*.

Silva, Felipe Eduardo Ribeiro. Desenvolvimento de próteses para membros inferiores híbridas em impressão 3d/fibra de carbono. 2024. 84 f. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, 2024.

Silva, Jucelia S. Giacomini Da; Heemann, Ademar. (2007). Eco-Concepção: Design, Ética e Sustentabilidade Ambiental. In: I Encontro De Sustentabilidade Em Projeto do Vale do Itajaí, p.1–18. Disponível em: <https://ensus2007.paginas.ufsc.br/files/2015/08/EcoConcep%C3%A7%C3%A3oDesign-%C3%89tica-e-Sustentabilidade-Ambiental1.pdf>.

Singh, Sunpreet; Seeram, Ramakrishna. (2017). *Biomedical applications of additive manufacturing: Present and future, Current Opinion in Biomedical Engineering*, vol. 2, p. 105-115, ISSN 2468-4511. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cobme.2017.05.006>.

Sociedade Brasileira De Angiologia E De Cirurgia Vascular (SBACV). Brasil bate recorde de amputações de pés e pernas em decorrência do diabetes. 20 set. 2023. Disponível em: <https://sbacv.org.br/brasil-bate-recorde-de-amputacoes-de-pes-e-pernas-em-decorrencia-do-diabetes/>.

Sossou, G., Demoly, F., Montavon, G. and Gomes, S. (2018), “An additive manufacturing oriented design approach to mechanical assemblies”, *Journal of Computational Design and Engineering*, Vol. 5 No. 1, pp. 3–18, <http://doi.org/10.1016/j.jcde.2017.11.005>.

Stenvall, Erik; Flodberg, Goran; Pettersson, Henrik; Hellberg, Kennet; Hermansson, Liselotte; Wallin, Martin; Yang, Li. (2020). *Additive Manufacturing of Prostheses Using Forest-Based Composites*. *Bioengineering*, p. 103. DOI:10.3390/bioengineering7030103.

Subtil, Rafael. *Prótese ortopédica com o uso de tecnologia de manufatura aditiva*. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – Instituto Federal de Santa Catarina, Câmpus Lages, 2022. Disponível em: <https://repositorio.ifsc.edu.br/handle/123456789/2659>. Acesso em: 18 abr. 2025.

SUS. (2021). Disponível em: <https://www.printdreams3d.com/post/como-obter-uma-pr%C3%BCtese-pelo-sus>. Acesso em: 16, set. 2021. Sem autor.

Telfer, Scott; Pallari, Jari; Munguia, Javier; Dalgarno, Kenny; Mcgeough, Martin; Woodburn, Jim. (2012). *Embracing additive manufacture: implications for foot and ankle orthosis design*. BMC Musculoskeletal Disord. Disponível em: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-13-84>.

Teng, Philliss. P.; Leong, K. F.; Kong, P. W.; Halkon, B.J.; Huang, P. Y. (2013). *The use of rapid prototyping in the design of a customised ankle brace structure for ACL injury risk reduction*. Virtual and Physical Prototyping, p. 241–247. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/17452759.2013.863533>.

Tirloni, Georgio Enrico; Luz, Felipe Ferreira. (2017). Projeto e Otimização de Prótese Transtibial Polimérica De Baixo Custo Utilizando Impressão Tridimensional. Disciplinarum Scientia, Santa Maria, vol. 18, n. 2, p. 341-358. Disponível em: <https://periodicos.ufn.edu.br/index.php/disciplinarumNT/article/viewFile/2227/2005>.

Thompson, M. K., Moroni, G., Vaneker, T., Fadel, G., Campbell, R. I., Gibson, I., Bernard, A., Schulz, J., Graf, P., Ahuja, B., & Martina, F. (2016). *Design for additive manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints*. CIRP Annals-Manufacturing Technology, 65, 737–760.

Thomas-Seale, L.E.J., Kanagalingam, S., Kirkman-Brown, J.C. et al. *Teaching design for additive manufacturing: efficacy of and engagement with lecture and laboratory approaches*. Int J Technol des Educ 33, 585–622 (2023). <https://doi.org/10.1007/s10798-022-09741-6>

Thompson, M. K., Moroni, G., Vaneker, T., Fadel, G., Campbell, R. I., Gibson, I., Bernard, A., Schulz, J., Graf, P., Ahuja, B., & Martina, F. (2016). *Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints*. CIRP Annals, 65(2), 737–760. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2016.05.004>

Tomita, Leandro. Manufatura aditiva na engenharia: validação do uso de PLA com adição de fibra de carbono para obtenção de melhor propriedade mecânica em corpos de prova confeccionadas em impressora 3D. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Ponta Grossa, 8 de dezembro de 2022. Disponível em: <https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/35345/1/impressao3dplafibradecarbono.pdf>.

Torres, Pablo Marcel de Arruda; Macêdo, Haniel Pereira; Silva, Samara Alves da; Furtado, Nayanne Silva; Alves, Matheus Ferreira. *Desenvolvimento de capa para prótese transtibial impressa em 3D*. In: Congresso Brasileiro De Pesquisa E Desenvolvimento Em Design, 15., 2024, Manaus. Anais [...]. Manaus: Universidade Federal do Amazonas, 2024. Disponível em: <https://www.periodicos.ufam.edu.br/index.php/cadernoppgd/article/view/17018>. Acesso em: 18 abr. 2025.

Turney, Drew. (2021). *History of 3D Printing: It's Older Than You Think*. 2021. Disponível em: <https://redshift.autodesk.com/history-of-3d-printing/>. Acesso em: 13 out. 2021.

Ultimaker. *New printers, hardware support, and more in the stable release of Cura 5.10.* 25 mar. 2025. Disponível em: <https://ultimaker.com/learn/ultimaker-cura-5-10-stable-release-notes/>. Acesso em: 18 abr. 2025.

Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ). Empreendedorismo e Inovação – Saúde 3D. Rio de Janeiro: UERJ, 2024. ISBN978-65-985721-1-2 Disponível em: https://www.telessaude.uerj.br/saude3d/wpcontent/uploads/sites/7/2025/02/ebook_saude_.pdf. Acesso em: 18 abr. 2025.

Vezzoli, C., Kohtala, C., & Srinivasa, A. (2018). *Sistema Produto+Serviço Sustentável: Fundamentos* (A. dos Santos, Trad.). Curitiba, PR: Editora Insight. ISBN 978-85-62241-41-3.

Volpato, Neri; Munhoz, André Luiz Jardini; Ahrens, Carlos Henrique; Costa, Carlos Alberto; Carvalho, Jonas de; Santos, Jorge Roberto Lopes dos; Silva, Jorge Vicente Lopes da; Foggiatto, José Aguiomar; Lima, Milton Sergio Fernandes de. (2017). Manufatura Aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D. São Paulo: Editora Blucher, p. 400.

Weller, C., Kleer, R., & Piller, F. T. (2015). "Economic implications of 3D printing: Market structure models in light of additive manufacturing revisited." *International Journal of Production Economics*, 164, 43–56. <https://doi.org/10.1016/j.ijpe.2015.02.020>

Wiberg, A., Persson, J. and Ölvander, J. (2019), "Design for additive manufacturing – a review of available design methods and software", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 25 No. 6, pp. 1080-1094. <https://doi.org/10.1108/RPJ-10-2018-0262>

Wong, Janet; Altassan, Abdulmajeed; Rosen, David W. Additive manufacturing of fiber-reinforced polymer composites: A technical review and status of design methodologies, Composites Part B: Engineering, Volume 255, 2023, 110603, ISSN 1359-8368, <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2023.110603>.(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1359836823001063>).

Xiao, Xianglian; Chevali, Venkata S.; Song, Pingan; He, Dongning; Wang, Hao. (2019). *Polylactide/hemp hurd biocomposites as sustainable 3D printing feedstock*. Compos. Sci. Technol, vol. 184. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2019.107887>.

Yao, Yuan; Li, Meng; Lackner, Maximilian and Herfried, Lammer. (2020). "A Continuous Fiber-Reinforced Additive Manufacturing Processing Based on PET Fiber and PLA" *Materials* 13, no. 14: 3044. <https://doi.org/10.3390/ma13143044>

Zadpoor, Amir A. (2017). *Design for additive bio-manufacturing: from patient-specific medical devices to rationally designed meta-biomaterials*. International Journal of Molecular Sciences. DOI: 10.3390/ijms18081607.

Zhang, Duyao; Qiu, Dong; Gibson, Mark A.; Zheng, Yufeng; Fraser, Hamish L.; Stjohn, David H.; Easton, Mark A. (2019). *Additive manufacturing of ultrafine-grained high-strength titanium alloys*. *Nature*. DOI: 10.1038/s41586-019-1783-1.

ANEXO A - REGISTRO INDUSTRIAL



REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL
Ministério do Desenvolvimento, Indústria, Comércio e Serviços
Instituto Nacional da Propriedade Industrial
Diretoria de Marcas, Desenhos Industriais e Indicações Geográficas

Certificado de Registro de Desenho Industrial

Processo nº: BR302024000811-2

O INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL concede, automaticamente, sem exame de mérito, o presente CERTIFICADO DE REGISTRO, que outorga ao seu titular propriedade do desenho industrial discriminado neste título, em todo o território nacional, garantindo os direitos dele decorrentes, previstos na legislação em vigor.

A proteção conferida pelo registro de desenho industrial, em conformidade com o que estabelece o art. 95 da Lei 9.279/96, é definida exclusivamente a partir da configuração da forma plástica ornamental do objeto ou do conjunto ornamental de linhas e cores requeridos.

A vigência deste registro é de 10 (dez) anos, a contar da data de depósito, mediante o recolhimento da taxa quinquenal de manutenção (Artigos 108 e 120 da LPI) e observadas as demais condições legais.

Data de depósito: 22/02/2024

Data da concessão: 24/12/2024

Fim da vigência: 22/02/2034

Titular: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA [BR/MG]

Endereço: Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Reitoria,
38400-902, Uberlândia, MINAS GERAIS, BRASIL

Autor: ARTHUR ALVES FIOCCHI[BR] e JULIA SOUZA ABRAO[BR]

Título: Prótese transtibial

Rio de Janeiro, 03/01/2025

Schmuell Lopes Cantanhêde

Diretor

APÊNDICE A – IMAGENS AMPLIADAS DO PROJETO DOS CORPOS DE PROVA

