



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

Karyne Gonçalves Matos

*Desenvolvimento de órteses tornozelo-pé através
da tecnologia de impressão 3D*

Goiânia - Goiás
2025



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ARTES VISUAIS

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR VERSÕES ELETRÔNICAS DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO DE GRADUAÇÃO NO REPOSITÓRIO INSTITUCIONAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio do Repositório Institucional (RI/UFG), regulamentado pela Resolução CEPEC no 1240/2014, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei no 9.610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou download, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

O conteúdo dos Trabalhos de Conclusão dos Cursos de Graduação disponibilizado no RI/UFG é de responsabilidade exclusiva dos autores. Ao encaminhar(em) o produto final, o(s) autor(a)(es)(as) e o(a) orientador(a) firmam o compromisso de que o trabalho não contém nenhuma violação de quaisquer direitos autorais ou outro direito de terceiros.

1. Identificação do Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação (TCCG)

Nome(s) completo(s) do(a)(s) autor(a)(es)(as): Karyne Gonçalves Matos

Título do trabalho: Desenvolvimento de órteses tornozelo-pé através da tecnologia de impressão 3D

2. Informações de acesso ao documento (este campo deve ser preenchido pelo orientador) Concorda com a liberação total do documento [X] SIM [] NÃO¹

[1] Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. Após esse período, a possível disponibilização ocorrerá apenas mediante: a) consulta ao(à)(s) autor(a)(es)(as) e ao(à) orientador(a); b) novo Termo de Ciência e de Autorização (TECA) assinado e inserido no arquivo do TCCG. O documento não será disponibilizado durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro.

Obs.: Este termo deve ser assinado no SEI pelo orientador e pelo autor.



Documento assinado eletronicamente por **Pedro Henrique Goncalves, Professor do Magistério Superior**, em 19/12/2025, às 15:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Karyne Gonçalves Matos, Discente**, em 19/12/2025, às 15:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5858488** e o código CRC **CD72470D**.

Referência: Processo nº 23070.064519/2025-54

SEI nº 5858488

Karyne Gonçalves Matos

*Desenvolvimento de órteses tornozelo-pé através
da tecnologia de impressão 3D*

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado no curso de graduação
de Design de Ambientes da
Universidade Federal de Goiás,
como requisito para obtenção
do título de Bacharel em
Design de Ambientes.

Orientador: Pedro Henrique Gonçalves

GOIÂNIA
2025

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Matos, Karyne Gonçalves
Desenvolvimento de órteses tornozelo-pé através da tecnologia de
impressão 3D [pdf] / Karyne Gonçalves Matos. - 2025.
LXVII, 67 f.: 2025

Orientador: Prof. Dr. Pedro Henrique Gonçalves
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de
Goiás, Faculdade de Artes Visuais (FAV), Design de Ambientes, Goiânia, 2025.

1. Design de Produtos. 2. Tecnologia Assistiva. 3. Impressão 3D. 4.
Orthesis.

I. Henrique Gonçalves, Pedro, orient. II. Título.

CDU 316.774



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ARTES VISUAIS

ATA DE DEFESA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Aos onze dias do mês de dezembro do ano de 2025 iniciou-se a sessão pública de defesa do Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) intitulado “Desenvolvimento de órteses tornozelo-pé através da tecnologia de impressão 3D”, de autoria de Karyne Gonçalves Matos, do curso de Design de Ambientes, da Faculdade de Artes Visuais da UFG. Os trabalhos foram instalados pelo prof. Dr. Pedro Henrique Gonçalves - orientador (FAV/UFG) com a participação dos demais membros da Banca Examinadora: Arquiteto Ms. Geovane Umbelino Marques (IPElab/UFG) e Fisioterapeuta Dr. Ana Luiza Righetto Greco - membra externa. Após a apresentação, a banca examinadora realizou a arguição da estudante. Posteriormente, de forma reservada, a Banca Examinadora atribuiu a nota final de 9.7, tendo sido o TCC considerado aprovado.

Proclamados os resultados, os trabalhos foram encerrados e, para constar, lavrou-se a presente ata que segue assinada pelos Membros da Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Pedro Henrique Gonçalves, Professor do Magistério Superior**, em 19/12/2025, às 15:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Geovane Umbelino Marques, Usuário Externo**, em 29/12/2025, às 14:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Luiza Righetto Greco, Usuário Externo**, em 29/12/2025, às 14:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5858493** e o código CRC **A17D4C08**.

Referência: Processo nº 23070.064519/2025-54

SEI nº 5858493

RESUMO

As alterações biomecânicas da marcha, decorrentes de diversas etiologias como condições neurológicas ou musculoesqueléticas, impactam significativamente a funcionalidade e qualidade de vida de indivíduos, demandando o uso de órteses tornozelo-pé (AFOs). Contudo, os métodos convencionais de fabricação de AFOs apresentam limitações em termos de personalização, tempo de produção e custo benefício. Este trabalho teve como objetivo desenvolver uma metodologia para a criação de órteses tornozelo-pé personalizadas, utilizando a tecnologia de impressão 3D, buscando otimizar o design e a produção desses dispositivos.

A metodologia compreendeu uma revisão bibliográfica aprofundada sobre a biomecânica através do estudo anatômico do pé e do ciclo da marcha, suas alterações biomecânicas e aplicação de órteses, bem como a análise de normas e regulamentações atuais quanto a fabricação desses dispositivos no Brasil. Em seguida, o desenvolvimento dos modelos das órteses foi realizado por meio de três processos, iniciando com o escaneamento do membro, seguido pela modelagem tridimensional (3D) no Fusion 360 e por fim a impressão destes modelos e acabamento, para a etapa final de testes.

Os resultados dos testes obtidos com os modelos desenvolvidos comprovou a aplicabilidade da aplicação da manufatura aditiva possibilitando a fabricação de órteses com ajuste anatômico superior, maior conforto para o usuário, redução do tempo de produção, além da possibilidade de utilizar materiais de menor custo. Além de que o desenvolvimento proposto contribuiu para a melhoria da qualidade de vida de pessoas com mobilidade reduzida, oferecendo uma nova alternativa de produção mais acessível permitindo que pessoas mais vulneráveis financeiramente tenham acesso a estes dispositivos, possibilitando, assim, soluções mais eficientes e acessíveis no campo da tecnologia assistiva.

Palavras-chave: Órtese tornozelo-pé, Impressão 3D, Biomecânica, Dispositivos, Tecnologia Assistiva.

ABSTRACT

Gait biomechanical alterations, resulting from various etiologies such as neurological or musculoskeletal conditions, significantly impact individuals' functionality and quality of life, thereby requiring the use of ankle-foot orthoses (AFOs). However, conventional AFO manufacturing methods present limitations in terms of personalization, production time, and cost-effectiveness. This study aimed to develop a methodology for creating customized ankle-foot orthoses using 3D printing technology, seeking to optimize the design and production of these devices.

The methodology comprised an in-depth literature review on biomechanics, including the anatomical study of the foot and the gait cycle, their biomechanical alterations, and the application of orthoses, as well as an analysis of current standards and regulations regarding the manufacturing of these devices in Brazil. Subsequently, the development of the orthosis models was carried out through three processes: starting with limb scanning, followed by three-dimensional (3D) modeling in Fusion 360, and finally the printing and finishing of the models for the final testing stage.

The test results obtained with the developed models demonstrated the applicability of additive manufacturing, enabling the fabrication of orthoses with superior anatomical fit, greater user comfort, reduced production time, and the possibility of using lower-cost materials. Furthermore, the proposed development contributed to improving the quality of life of individuals with reduced mobility by offering a new, more accessible production alternative, allowing financially vulnerable populations to gain access to these devices and thus enabling more efficient and affordable solutions in the field of assistive technology.

Keywords: Ankle-foot orthosis, 3D printing, Biomechanics, Devices, Assistive technology.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| RESUMO..... | 7 |
| ABSTRACT..... | 8 |
| SUMÁRIO..... | 9 |
| 1. Introdução..... | 10 |
| 1.1 Problemática..... | 12 |
| 1.2 Justificativa..... | 12 |
| 1.2 Objetivos..... | 13 |
| 1.2.1 Objetivo Geral..... | 13 |
| 1.2.2 Objetivos Específicos..... | 13 |
| 2. Revisão Bibliográfica..... | 14 |
| 2.1 Biomecânica dos Membros Inferiores..... | 14 |
| 2.1.1 Estrutura anatômica do tornozelo e pé..... | 15 |
| 2.1.1.1 Articulações..... | 17 |
| 2.1.1.2 Ciclo da marcha..... | 20 |
| 2.1.3 Alterações biomecânicas e aplicação de órteses..... | 23 |
| 2.2 Classificação e função das órteses AFO..... | 24 |
| 2.3 Normas técnicas e regulamentações..... | 26 |
| 2.4 Atuais Métodos de Produção de Órteses e a Impressão 3D..... | 27 |
| 3. Metodologia..... | 29 |
| 3.1 Tipo de Pesquisa e Abordagem Metodológica..... | 29 |
| 3.2 Fases do Processo de Desenvolvimento (Baseado no Design Thinking)..... | 30 |
| 3.2.1 Fase de Imersão..... | 30 |
| 3.2.2 Fase de Definição..... | 30 |
| 3.2.3 Ideação (Medidas e modelagem 3D)..... | 32 |
| 3.2.4 Prototipagem e Parâmetros de Produção (Impressão 3D)..... | 37 |
| 3.2.5 Testes de Materiais..... | 39 |
| 4. Resultados..... | 41 |
| 4.1 Processo de Acabamento..... | 45 |
| 5. Testes de Validação da Órtese..... | 49 |
| 6. Tabela de comparação entre os modelos produzidos..... | 55 |
| 7. Discussão..... | 57 |
| 8. Considerações Finais..... | 62 |
| 9. Referências Bibliográficas..... | 63 |

1. Introdução

O termo Tecnologia Assistiva foi recentemente inserido no Brasil através da lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência 13.146 (BRASIL, 2015) que se refere ao uso de produtos, softwares e serviços que auxiliem pessoas com deficiência ou mobilidade reduzida na realização de atividades diárias com menos dificuldade e sua maior inclusão e autonomia na sociedade. Diversos recursos são inseridos e classificados como assistivos, entre eles, as órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção (OPM). Dentre estes recursos, as órteses que são dispositivos ortopédicos utilizados em diferentes segmentos do corpo, desde a cabeça até os pés, cuja função é auxiliar na estabilização, prevenção e correção de deformidades, por meio de suporte oferecido à musculatura e aos ossos (BRASIL, 2014), será o tema de estudo deste trabalho que pretende, em específico, desenvolver um novo método de produção de órteses suropodálicas, também conhecidas como órtese AFO (Ankle-Foot Orthosis) ou em português como órtese tornozelo-pé, através do uso da tecnologia de impressão 3D, recurso pouco utilizado nesta área, mas com grande potencial de produção e barateamento.

A manufatura aditiva, popularmente conhecida como impressão 3D, tem emergido como uma tecnologia inovadora em diversas indústrias, com notável impacto na área da saúde (BRAGA et al., 2021). Sua aplicação na fabricação de órteses tornozelo-pé (AFOs) é vista como uma nova opção de produção pela necessidade de superar algumas limitações dos métodos de produção convencionais, que enfrentam desafios quanto à personalização, tempo de fabricação e à geração de resíduos. Nesse cenário, a impressão 3D oferece melhores condições de melhorias significativas na qualidade dos dispositivos, permitindo a produção de órteses altamente personalizadas, com maior precisão anatômica, rapidez na produção e otimização de custo benefício (KELLY; ADAMS, 2024).

Além disso, esta tecnologia abre caminho para a testagem e utilização de novos materiais mais sustentáveis, como o PLA (Ácido Polilático), um filamento biodegradável derivado de fontes renováveis como mandioca e batata. Desta forma,

a adoção da manufatura aditiva na produção de AFOs representa uma via promissora para desenvolver soluções mais eficientes, confortáveis e ecologicamente responsáveis para pacientes com alterações na marcha (KELLY; ADAMS, 2024).

Este estudo tem como objetivo estudar e aplicar o método de produção em impressão 3D para órteses tornozelo pé utilizadas para proporcionar estabilidade e correção na marcha em pacientes com paralisia cerebral, por exemplo, que apresentam limitações no desenvolvimento de habilidades motoras (CURY et al., 2006) ou com sequelas leves de acidente vascular cerebral (AVC) (PAULA, 2020) que apresentam dificuldade durante o ortostatismo ou pé caído, oferecendo assim suporte além da prevenção de deformidades e lesões.

Este trabalho foi organizado de forma que o leitor seja guiado pela compreensão do tema e sua importância e o processo de desenvolvimento aplicado. Na introdução será apresentado uma breve contextualização do tema de estudo e em partes separadas será apresentado a problemática, a justificativa e os objetivos adotados. Em seguida uma abordagem mais aprofundada e explicativa sobre o tema estudado será por meio de uma revisão bibliográfica que discute os conceitos fundamentais, tipos e modelos relacionados às órteses, biomecânica, sua importância na reabilitação funcional, normas técnicas, materiais e o método de produção atualmente aplicado.

A metodologia detalha o processo de elaboração e prototipagem da órtese AFO através da impressão 3D, por meio do emprego da metodologia do Design Thinking, uma abordagem centrada no usuário que permitiu uma compreensão das necessidades funcionais e anatômicas (BROWN, 2008). As fases de Imersão, Definição, Ideação, Prototipagem e testes foram adaptadas e guiaram as etapas deste estudo, desde o escaneamento e a modelagem tridimensional, até as etapas de materiais e fabricação aditiva (impressão 3D), além dos testes com

usuário. Por fim, os resultados obtidos são apresentados nesta etapa de pesquisa, seguido pela discussão e considerações finais, além das referências que foram utilizadas ao longo do trabalho.

1.1 Problemática

Pacientes com limitações motoras decorrentes de lesões neurológicas ou ortopédicas frequentemente enfrentam dificuldades durante o processo de reabilitação da marcha, especialmente quando há a necessidade do uso de AFO (MELANDA, et al., 2020). Entre os principais desafios estão o alto custo dos dispositivos disponíveis no mercado, a escassez de modelos personalizados, o desconforto no uso prolongado e a baixa variedade de materiais adaptáveis às necessidades individuais (BRASIL, 2019). Essas limitações dificultam tanto o acesso quanto a continuidade no tratamento, principalmente para pacientes com condições menos severas ou em situação de vulnerabilidade socioeconômica. Diante desta realidade, o escaneamento e modelagem digital e a impressão 3D apresentam potencial para tornar o processo de fabricação das AFOs mais acessível, personalizado, e econômico, reduzindo o tempo de produção.

1.2 Justificativa

Este trabalho justifica-se pela necessidade de ampliar o acesso e buscar novas alternativas na produção de órteses tornozelo-pé. Apesar das novas tecnologias disponíveis, o processo de fabricação desses dispositivos ainda se baseia em métodos artesanais (BRASIL, 2014). Belzek et al. (2025) destacam que desafios significativos, como o tempo de produção elevado, altos custos de venda e pouca personalização são significativos na área de órteses para pacientes com mobilidade reduzida. Neste cenário, a utilização da modelagem digital e da impressão 3D surge como uma alternativa promissora. Pois essa tecnologia emergente permite a criação de dispositivos personalizados de forma mais eficiente, com potencial de redução de custos e tempo de produção (BELZEK et al., 2025).

A relevância acadêmica deste estudo reside em propor e detalhar uma nova metodologia para o desenvolvimento de órteses personalizadas via impressão 3D, integrando princípios de ergonomia, funcionalidade e conforto. Essa interação de

conhecimentos de design de produtos com o campo da saúde é fundamental não somente ao avanço técnico na área de tecnologias assistivas, mas na promoção da inclusão social e melhora na qualidade de vida desses usuários (BRASIL, 2019).

Contudo, para que o potencial da manufatura aditiva seja plenamente adotada e utilizada como um novo método de produção de órteses, desenvolvendo produtos seguros e eficazes, é necessário que a metodologia de desenvolvimento seja avaliada e validada. Essa etapa de validação é importante, pois garante a produção de dispositivos que atendam aos padrões de segurança e desempenho esperados, minimizando riscos em pacientes e assegurando a eficácia terapêutica (BRASIL, 2019).

Dessa forma, este projeto não só explora uma nova alternativa promissora na produção e modelagem de órteses, mas também estabelece parâmetros iniciais para o desenvolvimento de AFOs. Ao fazer isso, este trabalho é de alta relevância para sua futura aplicabilidade e impacto positivo que esses dispositivos podem gerar na reabilitação e qualidade de vida dos usuários.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Desenvolver uma órtese tornozelo-pé (AFO) utilizando escaneamento 3D, modelagem CAD (Computer Aided Design) e impressão em 3D, com foco em adaptação funcional ao usuário, explorando uma nova alternativa de material, a fim de promover maior conforto, resistência, durabilidade e acessibilidade econômica.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Levantar dados sobre demandas e dificuldades enfrentadas por usuários de órteses AFO;
- Pesquisar e identificar materiais adequados à impressão 3D aplicáveis à produção de órteses AFO;
- Desenvolver um modelo da órtese por meio de softwares de modelagem 3D baseados nos dados reais coletados;
- Realizar a impressão do protótipo e testar o melhor material para se aplicar, através do uso da impressão 3D.
- Avaliar o conforto e funcionalidade do modelo desenvolvido por meio de testes e necessidade de melhorias e ajustes.

2. Revisão Bibliográfica

Este capítulo tem como objetivo fundamentar teoricamente a presente pesquisa, abordando os conceitos e conhecimentos necessários para o desenvolvimento de órteses tornozelo-pé por meio da tecnologia de impressão 3D. Iniciando-se com a biomecânica dos membros inferiores, com foco na estrutura anatômica do tornozelo e pé e no ciclo da marcha, para promover a compreensão das disfunções e da atuação das órteses. Em seguida, serão detalhadas a classificação e função das AFOs e se há a existência de normas técnicas e regulamentações em relação a sua fabricação. Por fim, os atuais métodos de produção, serão apresentados, destacando as limitações desse processo e como a tecnologia de impressão, ainda emergente, pode ser uma nova alternativa promissora para a personalização e otimização desses dispositivos.

2.1 Biomecânica dos Membros Inferiores

A palavra Biomecânica pode ser dividida em duas partes, no qual Bio se refere a vida (do grego bios) e Mecânica (do grego mekhane, que significa máquina),

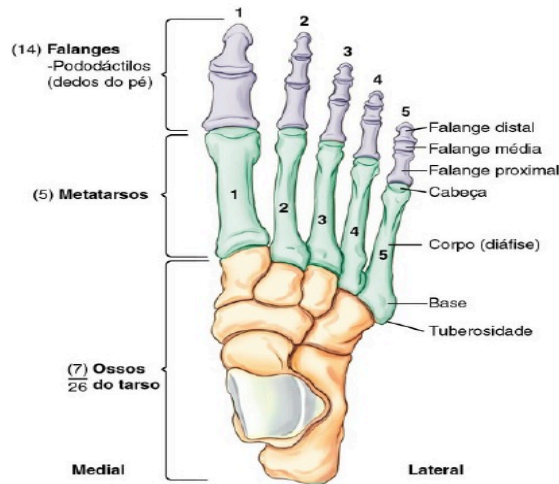
ramo da física responsável pelos estudos dos movimentos dos corpos e as forças que os produzem (HALL, 2016). Desta forma, a análise do movimento do corpo humano e das forças incidentes e seus efeitos é denominada como Biomecânica, podendo ser realizado através da observação e descrição do movimento (qualitativa) ou pela medição do movimento (quantitativa), (HAMIL; KATHLEEN, 1999). Assim, o estudo de movimentos humanos, com enfoque na anatomia do pé e do tornozelo neste trabalho é fundamental para o entendimento desses elementos na marcha e durante a utilização da órtese, sua funcionalidade e importância.

2.1.1 Estrutura anatômica do tornozelo e pé

O corpo humano é dividido em membros, partes responsáveis pelo movimento e locomoção, sendo membros superiores e membros inferiores, nos quais se encontram o pé e o tornozelo, que quando estão em desalinhamento apresentando alguma instabilidade articular, ou fraqueza muscular trazem a necessidade do uso das AFOs. Os membros inferiores, de uma forma geral, são formados pela cintura, coxa, perna e pé (BRASIL, 2014). É válido salientar que não serão apresentados todos os músculos, articulações e ossos, mas somente os principais que impactam diretamente na marcha e no movimento articular, de dorsiflexão e flexão plantar, do tornozelo e pé, movimentos que a órtese ajuda a controlar e estabilizar (BRASIL, 2014).

O pé é um dos principais responsáveis pela sustentação durante a fase de apoio, suporte do peso corporal e por absorver impactos gerados durante a caminhada, sendo localizado logo após o tornozelo, ele é formado por vários pequenos ossos, sendo 26 ao todo: 7 tarsais (tarso), 5 metatarsais (metatarso) e 14 falanges (Figura 1), aliados a numerosas articulações, ligamentos e estruturas musculares (HALL, 2016). O pé humano pode ser analisado sob diferentes classificações, dependendo do foco anatômico ou funcional.

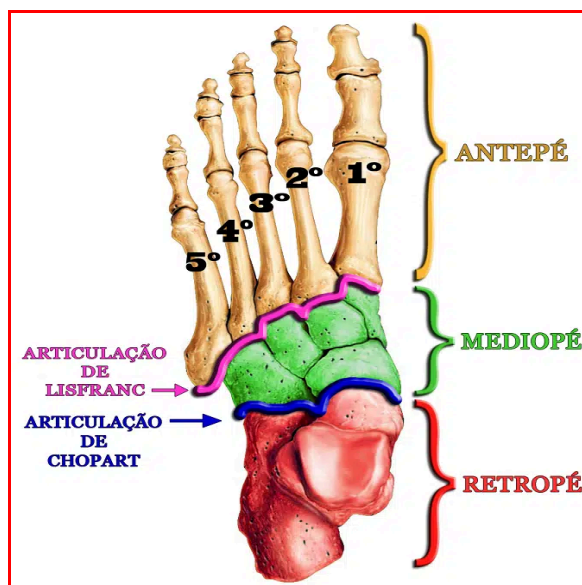
Figura 1 - Divisão dos ossos do pé: tarso, metatarso e falanges.



Fonte: Adaptado de Anatomia em Foco (2025).

Do ponto de vista anatômico e biomecânico, a análise do pé é feita em três regiões, o antepé, parte mais distal ou anterior do pé, formado pelos metatarsos e falanges, o mediopé, conhecido também como o corpo do pé, que inclui ossos navicular, cubóide e cuneiformes (medial, intermédio e lateral) e pelo retropé, base do pé, formado pelo tálus e pelo calcâneo, como ilustrado na Figura 2. Essa divisão permite uma compreensão melhor do comportamento segmentar do pé durante a marcha, sendo mais útil neste estudo de órteses (HALL, 2016).

Figura 2 - Divisão anatômica do pé em retropé, mediopé e antepé.



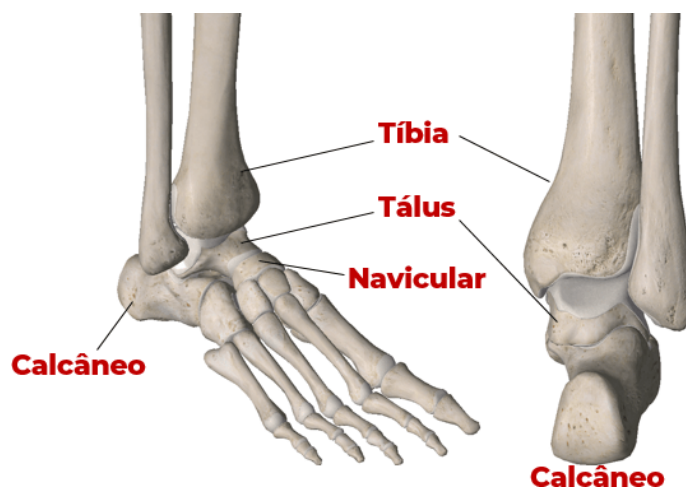
Fonte: Adaptado de Baumfeld (2023).

Ambas as classificações são complementares e auxiliam em uma compreensão anatômica e funcional para o desenvolvimento de órteses.

2.1.1.1 Articulações

As articulações responsáveis pela maior parte do movimento executado por esse segmento são três, a talocrural/ articulação do tornozelo, talocalcânea ou subtalar e a transversa do tarso (HALL, 2016). A articulação talocrural (tornozelo), tem sua estrutura óssea formada pela tíbia, osso da perna mais medial, fíbula (articulação tibiofibular), osso da perna mais lateral e pelo tálus (articulação tibiotalar). A tíbia e a fíbula se articulam com o tálus, o que gera estabilidade para o tornozelo, que também depende da orientação dos ligamentos, a força exercida e em qual posição que o tornozelo se encontra durante a aplicação da força (NEUMANN, 2011) (Figura 3)

Figura 3 - Principais articulações do tornozelo e pé.



Fonte: Adaptado de Fortius (2024).

Os movimentos de flexão e extensão realizados pelas articulações do tornozelo são conhecidas, respectivamente, como dorsiflexão e flexão plantar. No movimento de dorsiflexão (Figura 4), acontece a flexão do dorso, parte superior do pé, quando os dedos e o antepé se levantam em direção contrária ao solo, para cima, assim o pé se movimenta na direção da perna (NEUMANN, 2011). E já o movimento de flexão plantar (Figura 4), é um movimento oposto, no qual os dedos do pé serão apontados para baixo e o calcanhar é levantado, movimento importante para o ato de caminhar e pular. A amplitude de movimento da flexão plantar é de 50°, enquanto a dorsiflexão alcança cerca de 20° (HALL, 2016).

Figura 4 - Movimentos do tornozelo: dorsiflexão, flexão, inversão e eversão.



Fonte: Adaptado de Baumfeld (2023).

A segunda articulação é a talocalcânea ou subtalar, localizada entre o tálus e o calcâneo, é responsável pela sustentação do peso do corpo e absorção de impactos durante o movimento, além de permitir os movimentos de inversão e eversão do pé. Na inversão (adução) a planta do pé se direciona medialmente (para dentro), e este movimento é limitado pelos ligamentos talocalcâneo e calcâneo-fibular, além dos músculos fibulares. Na eversão ocorre a abdução, a planta do pé se move lateralmente (para fora), para longe da linha central do corpo, sendo limitada pelos ligamentos talocalcâneo anterior e deltóide, pelos tendões dos músculos tibial posterior e flexor longo dos dedos (NEUMANN, 2011; TEIXEIRA; OLNEY, 1997).

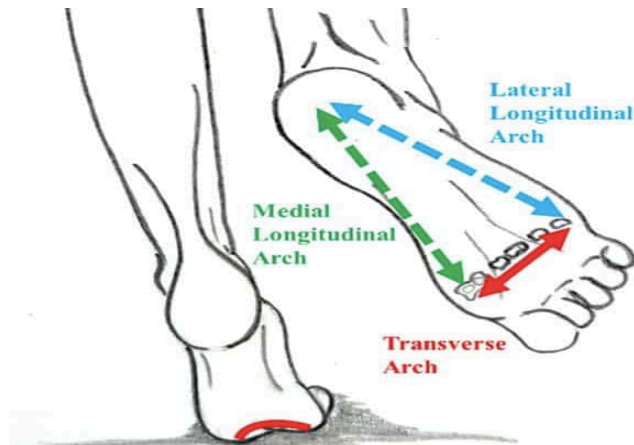
Durante as caminhadas e atividades diárias o indivíduo realiza diversos movimentos que não podem ser realizados de forma isolada, assim ocorrem os movimentos triplanares, na articulação subtalar, denominados como pronação e supinação. A pronação engloba o movimento de flexão, abdução e eversão, ajudando na redução de impacto ou força de reação do chão que ocorre durante a

marcha e já a supinação é a combinação de extensão, inversão e adução do pé (TEIXEIRA; OLNEY, 1997; HALL, 2016).

A articulação transversa do tarso (médio-társica) é formada formada pela articulação calcaneocubóidea (lateral), entre o calcâneo e o cubóide e a articulação talocalcaneonavicular (medial) localizada entre o tálus e o navicular, conectando a parte do retropé com o antepé. O movimento realizado nessas articulações auxilia na flexão e dorsiflexão do pé durante a marcha, inversão e eversão, abdução e adução, movimentos realizados pela articulação talocalcânea e do tornozelo (BROCKETT; CHAPMAN, 2016), pois o movimento da articulação transversa depende da rotação e posição articular subtalar (HAMIL; KATHLEEN, 1999).

Os arcos do pé (Figura 5) são também relevantes para este estudo por contribuírem na absorção de choques e adaptação de diferentes superfícies durante a marcha, logo, o pé é formado por três arcos que se formam pelos ossos do tarso e do metatarsos, eles são: arcos longitudinal medial e lateral e o arco transverso. Os arcos longitudinais formam desde o calcâneo até os metatarsos, enquanto o longitudinal medial contribui na absorção de choques, o lateral ajuda na sustentação oferecendo apoio. Dessa forma, o transverso, que atua na sustentação do peso corporal, é formado pelos tarsais e pela base dos metatarsos (HAMIL; KATHLEEN, 1999).

Figura 5 - Anatomia dos arcos do pé.



Fonte: Adaptado de Baumfeld (2023).

2.1.2 Ciclo da marcha

O estudo anatômico das articulações e musculaturas responsáveis nos principais movimentos de locomoção, como andar, correr ou até mesmo pular, é fundamental para a compreensão da biomecânica humana. E já a análise do movimento e das forças atuantes, por meio do ciclo da marcha e suas fases biomecânicas, permite o diagnóstico de anormalidades e padrões em marchas patológicas e normais (OSORIO; VALENCIA, 2013). Esse conhecimento aprofundado é essencial para a prescrição correta e para o design de órteses de acordo com a necessidade de cada paciente (BRASIL, 2014).

A análise da marcha, se faz dentro do campo da biomecânica, analisando os movimentos realizados e os padrões estabelecidos durante a locomoção humana. A marcha é regida por quatro critérios essenciais (NEUMANN, 2011).

1. Integridade Músculo Esquelética: refere-se aos ossos, articulações e músculos envolvidos no movimento;
2. Controle Neurológico: relacionado quanto às recepções neurológicas principalmente visuais, sensitivas e motoras para o controle do corpo em um determinado espaço e adaptação às superfícies de contato.

3. Equilíbrio: Capacidade de manter o corpo em postura ortostática (em pé) e de controlar o centro de massa durante o movimento.
4. Locomoção: Capacidade do indivíduo de iniciar, manter o movimento, tendo assim uma marcha rítmica.

O ciclo da marcha envolve um conjunto de movimentos combinados realizados pelos membros inferiores, da pelve e da coluna vertebral. Esse conjunto de posições que se assume ao longo da caminhada pelos segmentos corporais, como braços e pernas, iniciando pelo contato do calcanhar com o solo até retornar ao movimento inicial é considerado como o ciclo da marcha (BRUXEL, 2010). Mas em uma abordagem mais científica, o ciclo da marcha pode ser definido de acordo com Vaz, Rocha e Duro (2023), como um intervalo de tempo entre dois momentos idênticos realizados pelo mesmo pé, sendo dividido em duas partes, a fase de apoio e a fase de balanço.

A fase de apoio (Stance Phase) se inicia no momento em que o pé entra em contato com o solo, através do calcanhar e termina quando o pé se distancia do solo (propulsão). De acordo com Neumann (2011) e Lippert (2013), às fases de apoio são subdividida em cinco etapas:

Tabela 1 - Fases de apoio do ciclo da marcha.

| Fase de Apoio | Descrição do movimento |
|------------------|---|
| Contato Inicial | Momento inicial em que o pé toca o solo, através do calcanhar (calcâneo). |
| Resposta à Carga | Início do apoio duplo, em que toda a superfície plantar toca o solo, promovendo a absorção de choque e suporte de peso. |
| Apoio Médio | Tem se início com a elevação do calcanhar do solo. O corpo está avançando sobre o membro de apoio, |

| | |
|-------------|--|
| | com o tornozelo em dorsiflexão. |
| Apoio Final | Inicia quando o calcanhar sai do solo, pela elevação do pé e termina quando o peso corporal se alinha com o pé de apoio. |
| Pré-Balanço | Última fase de apoio, quando os dedos saem do solo impulsionando o corpo para frente e início da fase de balanço. |

Fonte: Elaborado pelo autor (2025), com bases em NEUMANN (2011); LIPPERT (2013).

E a fase de balanço (Swing Phase), o pé está sem contato com o solo, é subdividida em três outras fases, conforme Neumann (2011) e Perry; Burnfield (2010):

Tabela 1 - Fases de apoio do ciclo da marcha.

| Fase de Balanço | Descrição Detalhada |
|-----------------|---|
| Balanço Inicial | Inicia com o desprendimento dos dedos do chão e termina quando o joelho atinge sua máxima flexão durante o balanço. Fase de aceleração do membro. |
| Balanço Médio | Período de máxima flexão do joelho até a tíbia ficar perpendicular ao chão |
| Balanço Final | Desaceleração do membro, preparando-o para o próximo contato com o solo. |

Fonte: Elaborado pelo autor (2025), com bases em NEUMANN (2011); PERRY; BURNFIELD (2010).

A compreensão do ciclo da marcha e de suas fases, tanto de apoio quanto de balanço, é fundamental para a análise e intervenção nas disfunções locomotoras. Ao permitir identificar os desvios do padrão considerado normal, esse conhecimento biomecânico serve como alicerce para o diagnóstico de alterações e para o planejamento de soluções terapêuticas. Assim, a análise do ciclo da marcha é indispensável para o desenvolvimento e a correta aplicação de órteses tornozelo-pé

(AFO) que visam melhorar o desempenho e qualidade de vida de indivíduos com mobilidade reduzida (MELANDA et al., 2020).

2.1.3 Alterações biomecânicas e aplicação de órteses

Compreendido que o ciclo da marcha normal é caracterizado por sequências de apoio e balanço, além de movimentos simétricos das articulações e comprimentos de passos constantes (NEUMANN, 2011), é possível analisar e identificar alterações biomecânicas que afetam o padrão locomotor.

As alterações na marcha que causam padrões patológicos são resultantes de diversas etiologias, principalmente por lesões no sistema nervoso central (SNC) ou periférico decorrentes de condições como a Paralisia Cerebral (PC), Acidente Vascular Encefálico (AVE), Traumatismo Cranioencefálico (TCE), lesões medulares podem resultar em fraqueza muscular, espasticidade, movimentos involuntários e falta de coordenação (NEUMANN, 2011). Essas alterações levam a padrões de marcha patológicos, ou seja, padrões anormais, como o pé equino espástico, a marcha em tesoura (RODDA; GRAHAM, 2001; Melanda et al., 2020) ou o pé caído que ocorre devido a perda de função dos dorsiflexores (NEUMANN, 2017).

A marcha patológica também pode ser causada por condições musculoesqueléticas e ortopédicas, deformidades ósseas congênitas ou adquiridas, fraturas não consolidadas, contraturas articulares que geram limitação da amplitude de movimento, desequilíbrios musculares e condições como artrite ou doenças degenerativas articulares geram alterações significativas na marcha (LIPPERT, 2013).

A avaliação para a identificação de marchas patológicas pode ser realizada através da análise visual do padrão da marcha do paciente por profissionais da saúde, como fisioterapeutas, o que permite uma avaliação rápida e de baixo custo, identificando assimetrias, compensações posturais e padrões animais de movimento. Mas para a avaliação de forma mais eficiente e quantitativa, são

utilizados testes laboratoriais de marcha associados com tecnologias avançadas que permitem capturar dados cinemáticos (movimento), cinéticos (forças) e eletromiográficos (atividade muscular) da marcha (WHITTLE, 2014).

As alterações biomecânicas na marcha, identificadas pelos exames clínicos, demonstraram a necessidade de intervenções terapêuticas para minimizar suas consequências funcionais. Já que essas disfunções podem levar a um aumento no gasto energético, fadiga precoce e dores musculoesqueléticas (Perry; Burnfield, 2010).

O uso das órteses tornozelo pé (AFOs), que são dispositivos externos aplicados no segmento perna-pé, são fundamentais ferramentas terapêuticas, que tem o objetivo de modificar as características estruturais e funcionais do sistema neuromusculoesquelético. Desta forma, o uso e prescrição das órteses possui propósitos terapêuticos específicos, dependendo da alteração biomecânica diagnosticada, podendo ser utilizada para estabilizar articulações, prevenir deformidades, otimizar o alinhamento do membro inferior ou melhorar o equilíbrio durante a marcha, em pacientes que realizam esta atividade (Neumann, 2017).

2.2 Classificação e função das órteses AFO

Órteses AFO apresentam variações de material e design e sua confecção e prescrição por um profissional especializado, como fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais (CASTANEDA, 2021), depende da condição de saúde apresentada por cada paciente. Assim, é necessário conhecer os tipos de órteses AFO e qual a função de cada uma. Elas são classificadas de acordo o seu grau de rigidez podendo ser não articuladas rígidas, não articuladas flexíveis, articuladas (BRASIL, 2014).

As órteses rígidas não articuladas são indicadas para casos de fraqueza muscular severa ou instabilidade articular, pois proporciona maior estabilidade e limitação dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, mantendo as articulações

rígidas a fim de evitar deformidades, como o pé equino. Podem ser divididas em órtese suropodálica rígida, mantém o tornozelo em 90°, órtese suropodálica de reação ao solo rígida, bloqueia a dorsiflexão e prevenção da postura em flexão e órtese AFO tipo Sarmiento ou Patella Tendon Bearing (PTB) ajuda a reduzir a carga no calcanhar por possuir um encaixe mais elevado na parte anterior da perna que faz contato com o tendão patelar e de áreas tolerantes a pressão, como a panturrilha e a tíbia proximal fazendo com que a carga aplicada no calcanhar e no pé durante a marcha seja reduzida, indicada em casos de úlceras plantares e fraturas instáveis na perna (BRASIL, 2013).

E as não articuladas flexíveis possuem um grau de movimento e são mais maleáveis, podendo ser utilizadas durante a marcha e são encontradas em duas variações, como Mola de Codivilla e órtese suropodálica espiral e semi-espiral (BRASIL, 2013).

As classificadas como articuladas são aquelas que permitem a dorsiflexão ou flexão plantar e também são divididas em duas, órtese suropodálica articulada para dorsiflexão, dividida em duas partes, uma para a perna e a outra para o pé e são ligadas por uma articulação mecânica que permite a dorsiflexão controlada recomendada para pacientes que possuem algum grau de força muscular e controle motor. E a órtese suropodálica articulada de reação ao solo faz o movimento de bloqueio da dorsiflexão por meio de uma faixa semi rígida anterior posicionada na altura do joelho, permitindo assim a estabilização de sua flexão durante a marcha (BRASIL, 2014; CASTANEDA, 2021).

Assim, a escolha do tipo de AFO é determinada pela alteração biomecânica predominante e pelo objetivo terapêutico oferecido por cada modelo (Perry; Burnfield, 2010). Já que em casos de pé equino grave, quando o pé é mantido apontado para baixo, uma AFO rígida pode ser indicada para controle total, enquanto uma AFO articulada é mais adequada para auxiliar a dorsiflexão de forma controlada em casos de fraqueza muscular.

2.3 Normas técnicas e regulamentações

O processo de fabricação de órteses, enquanto dispositivos de tecnologia assistiva e produtos para a saúde, são submetidos a um escopo regulatório que busca garantir segurança, eficácia e qualidade. No Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) é o principal órgão regulamentador vinculado ao Ministério da Saúde (MS) que estabelece as principais diretrizes para dispositivos médicos, incluindo requisitos de Boas Práticas de Fabricação (BPF), registro de produtos e rastreabilidade, manutenção e uso (BRASIL, 2016).

Tais regulamentações são aplicáveis a órteses, independente do método de produção, e são mais detalhadas e especificadas em normativas como a RDC n 751, de 2022, que rege a classificação e os regimes de controle sanitário de produtos para a saúde e a RDC n 925, de 2024, que especifica requisitos para a fabricação, comercialização, importação e exportação de dispositivos médicos sob medida no Brasil. Já normas da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) e ISO (International Organization for Standardization), como as séries NBR ISO 8549 e NBR ISO 9999, fornecem terminologias, classificação e requisitos gerais para órteses.

Entretanto, a fabricação de órteses por impressão 3D carece de regulamentações específicas, tanto em nível nacional quanto internacional. Apesar da crescente da manufatura aditiva no campo da saúde, as normativas ainda estão em desenvolvimento ou não abordam os desafios dessa tecnologia, como a validação de processos, a qualidade dos materiais impressos e a produção em larga escala.

2.4 Atuais Métodos de Produção de Órteses e a Impressão 3D

Tradicionalmente, as órteses suropodálicas (AFOs) produzidas e disponibilizadas pelo SUS (Sistema Único de Saúde) são feitas sob prescrição médica e sua fabricação são por profissionais especializados, os chamados TOP (Técnico em Órteses e Próteses). O principal método de produção atual ainda é muito artesanal e manual, fazendo que o processo seja demorado e exige mão de obra especializada. O processo de uma forma geral possui duas etapas, a moldagem do membro do paciente, por meio da utilização do gesso, material que descartado de forma incorreta pode contaminar o solo e água por meio de substâncias químicas presentes na sua formulação e a termomoldagem de materiais plásticos como o polipropileno (BRASIL, 2016).

De uma forma mais detalhada o processo de moldagem se inicia com a obtenção de dados do paciente, necessidade apresentada, avaliação limitação de movimento e a retirada de medidas do membro do paciente. Logo após, inicia o processo de moldagem da órtese, que utiliza ataduras gessadas umedecidas que são sobrepostas no membro do paciente a fim de fazer sua forma. Este primeiro molde é denominado molde negativo, será preenchido com gesso líquido, formando assim o molde positivo, que é revisado e as medidas conferidas. O molde positivo pronto, o processo de termomoldagem (termoformagem) inicia-se com a modelagem do polipropileno que ao ser fundido fica maleável o que permite que sua aderência ao molde. Com a adesão ao formato desejado o modelo final da órtese é separado do molde positivo e recebe tiras de velcro, auxiliam na sustentação, na parte superior e próxima ao tornozelo, mas esta posição pode variar de acordo com a necessidade apresentada por cada usuário (BRASIL, 2014).

Além do termoplástico, principal material na confecção, fibras de carbono e de vidro e ligas metálicas também podem ser usadas. O couro, EVA, espumas, silicone, tecidos sintéticos, velcros em etapas de acabamentos proporcionam resistência, durabilidade e conforto e na montagem das articulações há a utilização de metais, como rebites que podem ser de alumínio, cobre ou até mesmo de ferro niquelado (CASTANEDA, 2021).

O uso da impressão 3D na área da saúde como uma nova alternativa na produção de recursos de tecnologia assistiva, principalmente de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção (OPM) tem se tornado promissor pela facilidade e vantagens que o processo apresenta, permitindo a produção de objetos tridimensionais a partir de um modelo digital ou escaneado, recurso que permite capturar com precisão a forma e as dimensões do objeto desejado e até mesmo partes do corpo humano e gera uma representação digital e tridimensional. Este processo permite uma maior personalização fiel às medidas anatômicas do paciente, reduzindo a necessidade de moldagem tradicional com gesso, o que proporciona economia de processos e tempo de produção, flexibilidade e ajustes no design (BELZEK et al., 2025).

Além disso, a impressão 3D por Modelagem por Deposição Fundida (FDM) permite uma experimentação com novos materiais e até sustentáveis como o PLA (ácido polilático), polímero biodegradável a base de milho ou cana de açúcar, ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) que proporciona maior resistência e TPU (poliuretano termoplástico) filamento de alta resistência e flexibilidade.

3. Metodologia

3.1 Tipo de Pesquisa e Abordagem Metodológica

Esse estudo desenvolvido no Laboratório de Estudos Inventivos em Tecnologia (Lab E.I.T.A.), se enquadra como uma pesquisa aplicada com natureza tecnológica no campo da tecnologia assistiva. Adotou-se uma abordagem descritiva e exploratória, visando detalhar o processo de desenvolvimento de órteses tornozelo pé por meio da utilização de recursos tecnológicos, iniciando com o escaneamento, modelagem tridimensional e a fabricação aditiva (impressão 3D).

Alguns modelos foram produzidos sob demanda de casos reais, para isso, os testes foram realizados mediante a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (CAAE nº 87657425.6.0000.5083/2025), atendendo às normas estabelecidas pelas Resoluções nº 466/2012 e nº. 510/2016 do Conselho Nacional de Saúde (BRASIL, 2012; 2016). E a participação de cada paciente ocorreu de forma voluntária, mediante assinatura do responsável legal pela criança do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Durante este processo de desenvolvimento, nas etapas desde a concepção até a prototipagem e testes, foi empregada a metodologia do Design Thinking, uma abordagem de produção centrada no usuário, que permite uma compreensão aprofundada das necessidades funcionais e anatômicas, ajudando na otimização do processo de criação (BROWN, 2008). As fases do Design Thinking de Imersão ou Empatia, Definição, Ideação, Prototipagem e Testes, foram adaptadas e usadas no detalhamento das etapas seguidas neste estudo.

3.2 Fases do Processo de Desenvolvimento (Baseado no Design Thinking)

Nesta seção, serão detalhadas as etapas metodológicas adotadas para o desenvolvimento da órtese tornozelo pé, pautada no Design Thinking. Essa abordagem centrada no usuário é fundamental para nortear os processos que devem ser desenvolvidos para atender as necessidades reais e específicas dos usuários, além de estimular o processo criativo e soluções inovadoras, permitindo menos quantidade de erros e melhor personalização por meio dos testes de validação aplicados (BELZEK et al., 2025).

3.2.1 Fase de Imersão

As fases do Design Thinking são cinco, sendo a de Imersão, primeira fase, voltada à compreensão da problemática, neste caso, compreender as necessidades e requisitos que uma órtese tornozelo-pé precisa atender. Este processo foi realizado por meio da Revisão Bibliográfica, que permitiu entender anatomicamente a estrutura do pé e o estudo do seu movimento, por meio do estudo detalhado de sua biomecânica e do ciclo da marcha. Essa base teórica permitiu embasamento para compreender os diversos tipos de órtese desenvolvidas e suas aplicabilidades, como, por exemplo, enquanto a ortese suropodalica fixa limita o movimento articular do tornozelo, a articulada já permite movimentos controlados de dorsiflexão.

3.2.2 Fase de Definição

Com o embasamento teórico consolidado, a segunda fase, de Definição, iniciou-se com a definição dos requisitos que o projeto precisa atender. Essa definição ocorreu com base nas informações obtidas na fase de Imersão e foi refinada através de análises realizadas durante o processo de produção por meio da impressão 3D.

Desta forma, a definição dos requisitos de um projeto refere-se às condições e os objetivos específicos que o produto deve atingir durante o seu processo de produção, considerando as necessidades e expectativas funcionais, ergonômicas e técnicas do usuário final que se devem alcançar. Esses requisitos estão diretamente relacionados quanto a ergonomia, durabilidade, usabilidade, segurança e conforto, sendo fundamentais para a obtenção de um produto bem sucedido e aplicável em testes e na produção final. Para a identificação dos requisitos necessários para a produção de órteses impressas em 3D, foram realizados estudos que, primeiramente, buscaram identificar normas e regulamentações existentes para a produção de órteses no Brasil. Constatada a falta de regulamentações específicas, a definição dos requisitos foi complementada por referências técnicas e conceituais do campo da tecnologia assistiva.

Normas técnicas internacionais para órteses, como a ABNT NBR ISO 13405-2, são voltadas quanto ao projeto e propriedades gerais desses dispositivos, já em relação a fabricação tradicional e principalmente por impressão 3D ainda carecem de regulamentações específicas. Dessa forma, o levantamento de requisitos foi fundamentado em diretrizes de acessibilidade e normas gerais relacionados a TA (tecnologia assistiva) apresentados pelo Comitê de Ajudas Técnicas (BRASIL, 2009), através da análise da literatura.

De uma forma geral, em relação às órteses de membros inferiores, seus requisitos de produção estão relacionados quanto a resistência estrutural, apoio mecânico adequado, facilidade de colocação e remoção e a compatibilidade com a numeração geral de calçados e medidas anatômicas do usuário.

Em relação quanto a fabricação, os requisitos foram definidos com base no conteúdo técnico do Livro Técnico em Órteses e Próteses (BRASIL, 2014) e nas diretrizes de acessibilidade e adaptação funcional propostas pelo Comitê de Ajudas Técnicas (BRASIL, 2009) e complementados por ajustes realizados durante a modelagem e impressão dos protótipos. Os requisitos adotados incluíram a definição de uma espessura mínima da parede, presença de furos distribuídos na região lateral da órtese para fins de ventilação e para a passagem de tiras de velcro, além do cuidado com o acabamento superficial após a impressão. Considerou-se ainda a

possibilidade de aplicação de materiais complementares, como espuma ou EVA para proporcionar maior conforto no contato com a pele.

Com os requisitos funcionais e de design definidos na fase de Definição e o embasamento teórico consolidado, o processo de desenvolvimento progrediu para a etapa de Ideação. Nesta fase, a concepção da órtese tornozelo-pé ocorreu por meio do detalhamento do processo de modelagem tridimensional, que utiliza medidas anatômicas reais, por meio do escaneamento 3D. Na fase de Prototipagem, a materialização do projeto foi realizada por meio da impressão 3D, além da definição de parâmetros de impressão mínimos necessários.

3.2.3 Ideação (Medidas e modelagem 3D)

A primeira etapa de produção de uma órtese por meio da impressão 3D envolve a coleta das medidas anatômicas do paciente, que pode ser realizada manualmente, com a utilização de uma fita métrica e quando necessário, um paquímetro ou pode ser realizado por meio de escaneamento tridimensional (3D), que permite uma melhor personalização e adaptação do dispositivo ao corpo do paciente. Assim, podem ser utilizados scanners ópticos, que capturam a geometria da superfície com alta precisão por meio de luz projetada e sensores. Para este estudo foi utilizado um scanner 3d da marca Shining 3D EX Scan S, permitindo a captura, reconstrução e exportação do modelo tridimensional em formatos compatíveis com softwares de modelagem.

Para a confecção do primeiro modelo de teste foi utilizado um modelo de uma perna escaneada. Este modelo tridimensional de membro inferior utilizado neste estudo foi obtido a partir de um repositório online de arquivos 3D de acesso gratuito, sendo empregado exclusivamente como referência geométrica inicial para fins de estudo e modelagem.

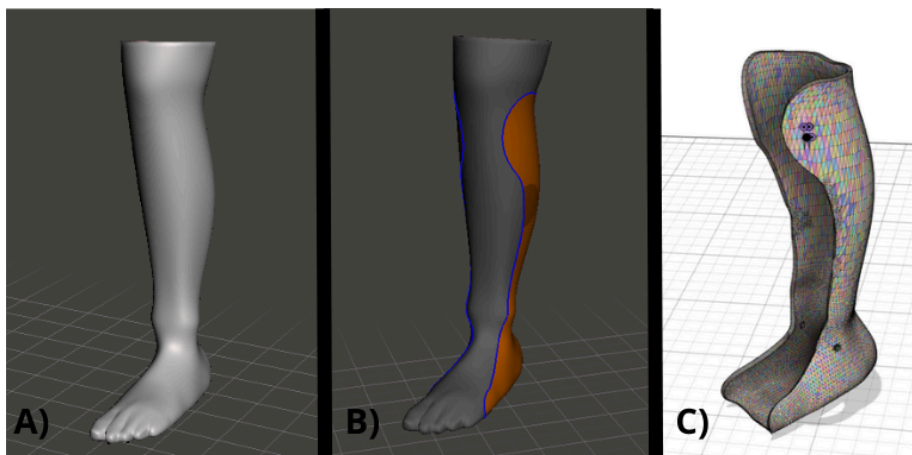
O escaneamento permite capturar a geometria exata do membro, gerando um modelo digital que facilita a personalização e a redução de resíduos, pelo o uso do modelo gerado diretamente na modelagem.

Com as medidas tomadas se inicia a modelagem CAD (Computer Aided Design) do modelo da órtese desejada. A modelagem tridimensional foi realizada por dois softwares: Meshmixer e Fusion 360. O modelo de uma órtese AFO escolhida para os protótipos foi o modelo fixo. Para o processo foi utilizado o modelo do membro inferior escaneado (Figura 6-A), com medidas antropométricas médias de crianças entre 4-5 anos considerando a altura do tornozelo ao joelho e a circunferência da panturrilha.

A modelagem iniciou-se no software Meshmixer, a ferramenta permite reparar, modelar e editar modelos já prontos de arquivos em formato de .STL (Standard Tessellation Language), que são utilizados na impressão 3D. O processo teve início com a seleção da região correspondente à área de aplicação da órtese, utilizando-se a ferramenta Select, a qual permite delimitar com precisão a superfície sobre o modelo anatômico. Na sequência, empregou-se o comando Smooth Boundary, com o objetivo de suavizar os contornos da região selecionada. Posteriormente, foi aplicado o comando Offset, responsável pela extrusão da forma selecionada, resultando na definição da espessura da órtese, estabelecida em 2,0 mm (Figura 6-B), medida mínima que as órteses convencionais apresentam.

Em seguida, o modelo foi exportado no formato .STL, sendo posteriormente importado para o software Fusion 360 (Figura 6-C), compatível com esse tipo de arquivo. Neste software, foram realizados os ajustes finais necessários. O modelo final obtido a partir dessas modificações servirá como base para as etapas subsequentes de fatiamento, etapa em que o modelo 3D é convertido em várias camadas horizontais e em instruções que a impressora 3D consegue interpretar e fabricar por meio da impressão 3D.

Figura 6 - Etapas de modelagem.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

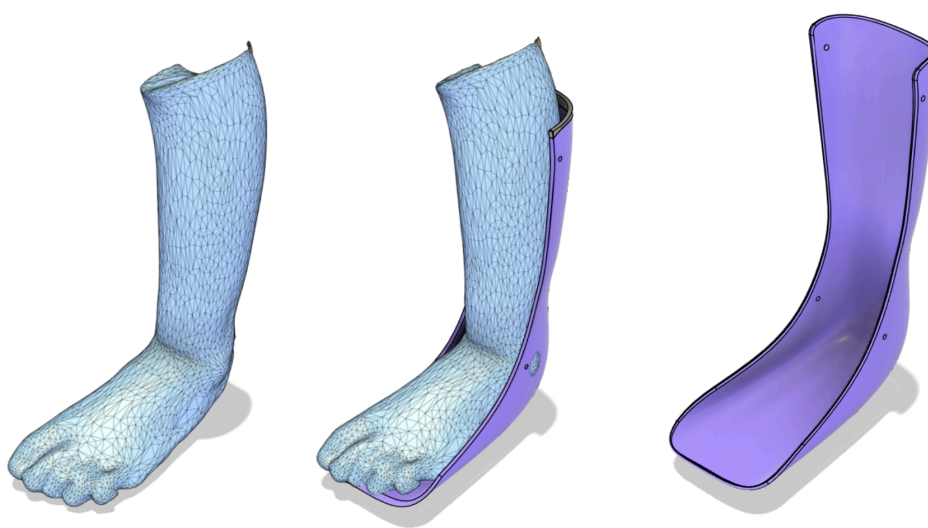
Já o segundo modelo confeccionado, foi adotado outro sistema de modelagem, no qual se utilizou exclusivamente o software Fusion 360. Inicialmente, realizou-se o escaneamento do pé da criança voluntária de 3 anos, que apresentava diagnóstico clínico de hidrocefalia e paralisia cerebral (PC), sendo considerada uma Pessoa com Deficiência (PcD). O membro do participante apresentava contratura, encurtamento dos músculos e articulações, o que limitava o movimento e ocasionava rigidez, resultando em um pé equino, condição no qual o calcanhar não alcança o solo.

No processo de escaneamento, também utilizou-se o scanner 3d da marca Shining 3D EX Scan S, que permitiu capturar o contorno e profundidade do pé do voluntário. O arquivo gerado inicialmente foi editado no software Meshmixer, no qual apenas o pé direito foi selecionado e preparado como base para o modelo. Em seguida, o arquivo, ainda em formato .STL, foi exportado para o Blender, no qual a malha foi editada com a ferramenta Rigging que permite criar e manipular uma estrutura de ossos e articulações virtuais dentro do modelo tridimensional desejado, o que facilitou o posicionamento e o ajuste de forma mais orgânica em um ângulo de 90°, corrigindo a angulação presente no escaneamento inicial, a fim de aproximar o pé da posição anatômica ideal para o processo de modelagem da órtese.

O processo de modelagem da órtese foi todo modelado no Fusion 360, a partir do arquivo finalizado do escaneamento. Inicialmente, o processo foi realizado

na aba de superfície com a geração de uma forma no qual foi realizada a delimitação da área anatômica correspondente à aplicação da órtese, depois o modelo foi ajustado a geometria do membro, de forma a assegurar o encaixe correto do calcanhar e a conformidade com as medidas reais do usuário. A estrutura da órtese gerada ao redor do pé escaneado foi extrudada, com espessura de 2 mm, conforme definido nos requisitos de projeto. E para acabamentos, algumas bordas foram arredondadas e furos foram inseridos na estrutura. Na figura 7, é possível visualizar o modelo escaneado em posição de 90° e o resultado final da órtese modelada.

Figura 7 - Etapas de modelagem modelo 2.

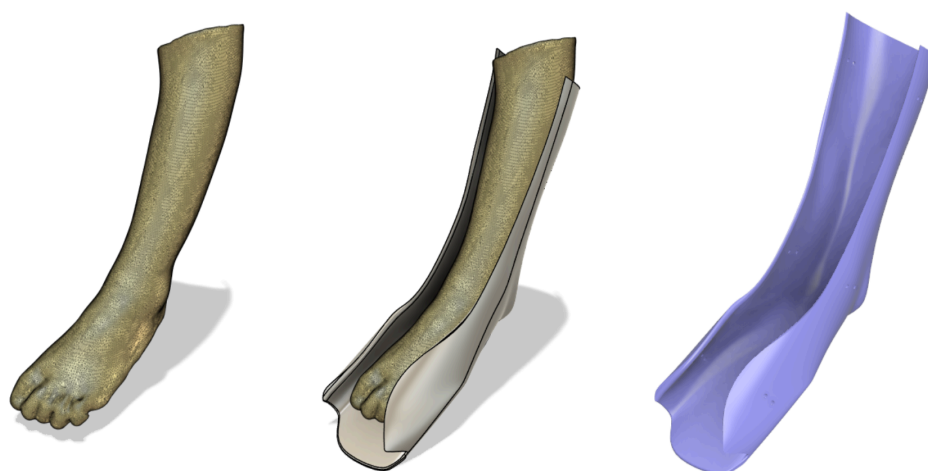


Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Houve a necessidade do desenvolvimento para o mesmo paciente, de uma nova órtese, que atendesse de maneira mais adequada às suas necessidades. O processo de modelagem do novo protótipo, modelo 3, também foi realizado no Fusion 360, utilizando o escaneamento do membro como referência. Neste modelo, a angulação inicial do membro captada pelo escaneamento foi mantida, uma vez que a órtese será utilizada com o objetivo de estabilizar o quadro, prevenindo novas contraturas.

Além disso, foram feitos ajustes na nova geometria da órtese, no qual a peça agora envolve de forma mais completa o membro de referência, com aumento geral do tamanho. Novos furos foram inseridos e posicionados estrategicamente, um superior, destinado à fixação posterior de um velcro na região da perna, um central para manter o pé na posição correta e o outro localizado sobre o “peito do pé”, permitindo uma maior fixação e conforto ao usuário. O modelo 3 ajustado ao escaneamento inicial é possível ser visualizado na Figura 8 a seguir.

Figura 8 - Etapas de modelagem modelo 3.



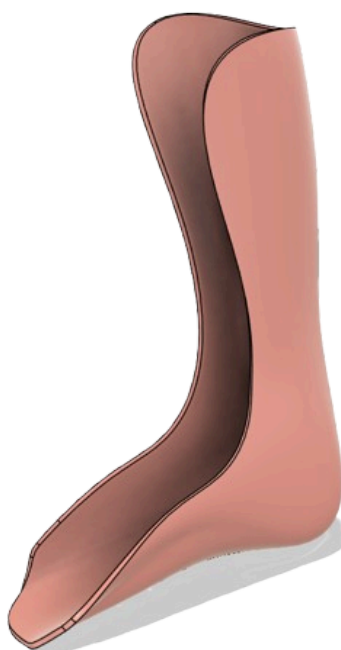
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

O segundo caso real de estudo levou ao desenvolvimento do modelo 4 de órtese. Os parâmetros e a forma são definidos de acordo com a necessidade que o paciente apresentava. Neste caso, o paciente com idade de 3 anos, apresentava um quadro clínico também de paralisia cerebral (PC), porém era mais estável, já que o pé do paciente não apresentava contratura ou algum quadro mais grave, apenas pé plano valgo, como clinicamente é conhecido a condição no qual há a perda do arco medial do pé. A participação deste paciente também ocorreu de forma voluntária, mediante assinatura do responsável legal pela criança do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Assim, os mesmos procedimentos iniciais foram adotados, em que o participante passou por uma breve avaliação clínica por uma profissional da área da

fisioterapia, que avaliou seu quadro clínico, seguido do escaneamento e a tomada de medidas do pé do paciente. Em seguida, a próxima etapa, a de modelagem, foi realizada somente no software Fusion 360, no qual o mesmo processo de modelagem do caso anterior foi adotado, porém este modelo foi mais rápido já que o modelo foi posicionado em 90 graus e sem muitos detalhes de uso. Assim é possível visualizar o modelo 4 final na Figura 9.

Figura 9 - Etapas de modelagem modelo 4.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

3.2.4 Prototipagem e Parâmetros de Produção (Impressão 3D)

A etapa de prototipagem corresponde à materialização dos modelos tridimensionais desenvolvidos na parte de Ideação, por meio do processo de manufatura aditiva, ou como popularmente é conhecido, impressão 3D. Para a fabricação dos protótipos foi utilizada a tecnologia de Fused Deposition Modeling (FDM), que permite a construção dos objetos pela deposição de camadas e pelo uso de filamentos termoplásticos e também devido à sua viabilidade econômica,

facilidade de acesso e boa aplicabilidade em projetos experimentais no campo da tecnologia assistiva.

Para iniciar o processo de impressão, a partir do modelo tridimensional finalizado, o arquivo digital é exportado em formato .STL para o software Ultimaker Cura, responsável por realizar o fatiamento (slicing) da peça desejada, processo que converte um modelo 3D em um conjunto de instruções, ou seja, gera o código G (G-code), que contém as informações necessárias para a impressão. O processo de fatiamento permite dividir o objeto em finas camadas, configurar parâmetros de impressão, como números de camadas, preenchimento, temperatura e até o trajeto do bico.

Os parâmetros técnicos de impressão foram definidos com o intuito de buscar o melhor desempenho do material, a fim de proporcionar maior resistência, durabilidade e qualidade de acabamento. A impressão de todos os modelos foi realizada em uma impressora do tipo Creality K1 Max, assim com os parâmetros definidos, a próxima etapa é definir e colocar na impressora o tipo de filamento escolhido.

Na primeira impressão, do modelo 1 de órtese desenvolvida, foram utilizados dois tipos de filamentos, PP (Polipropileno) e o Nylon 6 durante os testes e na fabricação dos modelos iniciais. Assim, os principais parâmetros de técnicos considerados e de referência utilizados neste modelo inicial e adotado nos outros seguintes foram apresentados na tabela 1 a seguir.

Tabela 01 - Parâmetros de impressão 3D utilizados.

| Parâmetros | Modelo 1 | Modelo 2 |
|----------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Tipo de material | Polipropileno PP | Nylon 6 |
| Espessura da parede (mm) | 2.0 mm | 2.0 mm |
| Preenchimento (%) | 100% | 100% |
| Orientação da peça | Calcanhar voltado para a base | Calcanhar voltado para a base |
| Espessura da camada | 0.2 mm | 0.2 mm |
| Temperatura do bico extrusor | 240°C | 290°C |
| Temperatura da mesa de impressão | 100°C | 80°C |

| | | |
|-------------------------|----------|----------|
| Velocidade de impressão | 105 mm/s | 105 mm/s |
| Diâmetro do bico | 0.4 mm | 0.4 mm |

Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Para o processo de impressão do modelo inicial, que resultou em dois protótipos confeccionados com materiais diferentes — polipropileno (PP) e nylon 6 — foi necessária a aplicação de adesivo na mesa de impressão, a fim de garantir a fixação adequada durante a fabricação. Adicionalmente, foi empregada a configuração Brim, com o objetivo de aumentar a estabilidade e promover uma melhor aderência das peças à superfície da impressora. O fatiamento realizado no software Ultimaker Cura, gera automaticamente os suportes necessários para a impressão. Após a conclusão do processo, os suportes são removidos manualmente e as peças são submetidas a uma inspeção visual, com foco na avaliação da qualidade, resistência e integridade estrutural, bem como na identificação de possíveis falhas decorrentes da modelagem ou da impressão.

3.2.5 Testes de Materiais

Durante o processo de modelagem e impressão do primeiro modelo houve a necessidade de realizar um teste para definir o melhor material a ser utilizado nos modelos seguintes, a fim de evitar erros e desperdícios de materiais. Assim, tendo a manufatura aditiva como meio de produção adotado, a partir do modelo inicial, foi realizado um teste de aderência entre camadas.

Como demonstrado no item anterior, os primeiros modelos foram impressos em dois materiais, o PP (Polipropileno) e o Nylon 6, sendo o PP escolhido por ser o principal polímero utilizado nos métodos tradicionais de termomoldagem de órteses, devido à sua boa resistência ao impacto, flexibilidade e leveza e a fim de testá-lo em um novo método de produção. Já o Nylon 6 foi escolhido como alternativa, por ser um material que apresenta elevada resistência mecânica, boa durabilidade e estabilidade dimensional, características que o tornam promissor para aplicações em dispositivos médicos e de reabilitação.

Para o teste de força da aderência entre as camadas da impressão foi utilizado um Dinamômetro Digital Portátil mod. Lutron FG-100KG (Figura 10) que possui as escalas 100Kgf, 220LBf, 980N. O equipamento conta com saída de dados serial RS-232, e trabalha com a medição de tensão e compressão (Push & Pull) com função de zero em operação Normal Force ou Peak Hold.

Figura 10 - Dinamômetro Digital Portátil



Fonte: SOCRA Online (2025).

Disponível em: <https://socraonline.com/producto/dinamometro-digital-lutron-modelo-fg-5000a/>

Desta forma, os dois modelos foram submetidos a um teste de tração para a avaliação da resistência mecânica dos protótipos, o que permite identificar a capacidade dos modelos impressos em resistir a interferências de forças externas. O objetivo principal foi mensurar a força máxima suportada pelos materiais (Polipropileno e Nylon 6) e observar seu comportamento, de deformação ou ruptura.

Diante da falta de metodologias padronizadas para testes de resistência em órteses impressas em 3D, principalmente com o uso de um dinamômetro, houve a necessidade do desenvolvimento de uma estrutura experimental adaptada. Este suporte foi projetado a fim de proporcionar fixação para a realização e aplicação da força. Para isso, cada órtese foi individualmente fixada sobre uma base de MDF com espessura de 9 mm, por meio de parafusos inseridos na região correspondente à base plantar. Adicionalmente, na porção superior e posterior da órtese, foi instalada uma estrutura de fixação, também confeccionada em MDF, especificamente projetada para o acoplamento do gancho do dinamômetro. A aplicação da força foi realizada manualmente por um voluntário, que puxou a estrutura fixada na extremidade superior da órtese no sentido ascendente, promovendo a indução de um esforço de tração. O valor da força máxima foi registrado imediatamente antes da

ocorrência de ruptura ou de uma deformação. A Figura 11 ilustra a estrutura de ensaio utilizada, com o modelo da órtese confeccionada em Nylon 6.

Figura 11 - Estrutura utilizada no teste de força de aderências entre as camadas.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

4. Resultados

O desenvolvimento e a fabricação aditiva, inicialmente resultaram na produção de dois modelos de órteses tornozelo-pé, uma em polipropileno (PP) e outra em Nylon 6. Ambos os modelos foram produzidos com a mesma geometria digital, as variações nos materiais e nos parâmetros de impressão 3D foram ajustadas conforme as especificações de cada filamento.

Durante o processo de impressão do modelo inicial em de PP e Nylon observou-se que ambos os modelos apresentaram o mesmo tempo de impressão, de 1 hora e 20 minutos. No caso do Nylon 6, devido à sua maior temperatura de extrusão e características de resfriamento, ele acabou exigindo maior cuidado na remoção dos suportes, mas resultou em uma peça de boa qualidade visual e acabamento superficial satisfatório. Ambos os modelos apresentaram boa qualidade visual. Os protótipos finais das órteses tornozelo-pé após a impressão 3D, são ilustrados nas Figura 12, modelo em PP e Figura 13 modelo em Nylon 6.

Figura 12 - Protótipo em PP.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13 - Protótipo em Nylon 6.



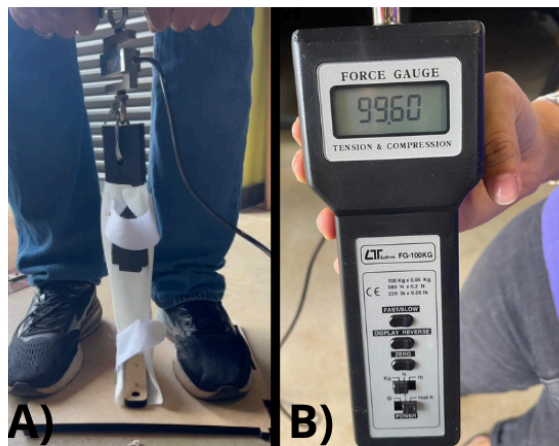
Fonte: Elaborada pelo autor.

Os dois modelos foram submetidos a um teste de tração para a avaliação da resistência mecânica dos protótipos, o que permitiu identificar a capacidade dos modelos impressos em resistir a interferências de forças externas. O objetivo principal foi mensurar a força máxima suportada pelos materiais (Polipropileno e Nylon 6) e observar seu comportamento, de deformação ou ruptura.

O teste realizado forneceu informações importantes sobre a capacidade de resistência e o comportamento de deformação dos protótipos. Pois durante o teste

de flexão plantar, o protótipo em Nylon 6 suportou uma força máxima de 99.60 Kg (Figura 14-B). Neste ponto, a órtese não se rompeu, mas exibiu significativa deformação da parte superior, retornando a sua forma original após a remoção da carga. Este comportamento demonstra a alta resiliência e resistência da aderência das camadas impressas em Nylon 6 sob as condições do teste. Na Figura 14-A é possível visualizar a deformação sofrida pela órtese de nylon 6.

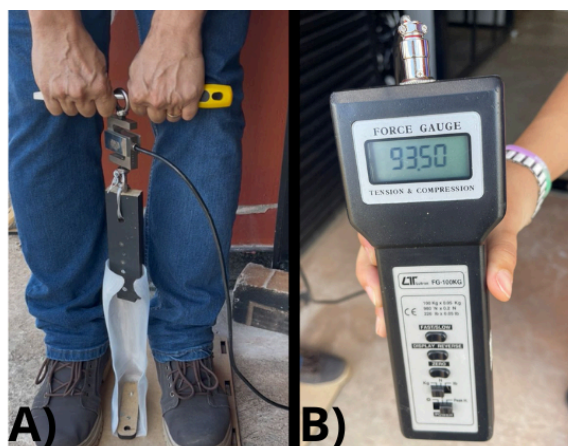
Figura 14 - Teste de força no modelo de nylon 6: A) Estrutura do teste
B) Valor obtido no dinamômetro.



Fonte: Elaborada pelo autor.

De encontro, o protótipo em Polipropileno (PP) registrou uma força máxima de 93.50 Kg (Figura 15-B). Essa medição foi limitada pela ruptura da estrutura de fixação em MDF, não por falha do material da órtese, já que a órtese não apresentou ruptura ou deformação visível na região testada. Na Figura 15-A é possível visualizar a deformação sofrida pela órtese de PP.

Figura 15 - Teste de força no modelo de PP: A) Estrutura do teste
B) Valor obtido no dinamômetro.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Já no resultado da impressão dos protótipos referentes ao modelo 2, o material utilizado foi o filamento de Polipropileno (PP), escolhido por apresentar boa resistência mecânica, flexibilidade adequada e leveza como foi constatado no teste realizado acima, características que são fundamentais para o conforto e segurança do usuário. Os mesmos parâmetros de produção do PP foram utilizados no processo de impressão desses modelos, o que resultou em órteses com boa definição de contornos e rigidez controlada.

E após a impressão, foi realizada a etapa de acabamento, que inclui a remoção de suportes, lixamento leve das bordas e aplicação de tiras de velcro para fixação, conforme mostra a Figura 16. E por fim o acréscimo do EVA na estrutura para permitir maior conforto e usabilidade (Figura 17).

Figura 16 - Protótipo modelo 2 em PP.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Figura 17 - Protótipo modelo 2 em PP finalizado.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Na confecção do terceiro modelo, que é uma nova variação do modelo 2, o filamento utilizado também foi o PP, adotando os mesmos parâmetros de impressão já utilizados nos modelos anteriores. O modelo impresso e finalizado com velcros e EVA é possível ser visualizado na Figura 18.

Figura 18 - Protótipo modelo 3 em PP.



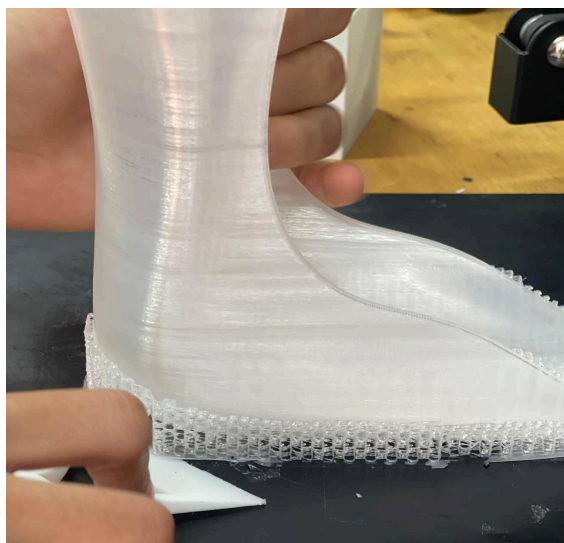
Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

4.1 Processo de Acabamento

Após o processo de impressão finalizado, as peças passam por mais um processo, o de acabamento. Assim, a fim de detalhar mais essa etapa, será utilizado como exemplo o modelo 4, o mesmo processo se repetiu em todos os outros modelos, tendo apenas variação de materiais ou menos etapas realizadas como é o caso do modelo 1, que não teve processo de finalização e acabamento após impresso, sendo mantido apenas como modelo de teste inicial.

Após impressos, os modelos são retirados da impressora com vários suportes gerados durante o fatiamento (Figura 19). Esses suportes são cuidadosamente retirados e há lixamento de irregularidades e rebarbas, quando necessário. Com a peça limpa, inicia-se a etapa de montagem dos componentes de fixação.

Figura 19 - Modelo 4 impresso.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

O primeiro passo é encaixar os rebites nos furos e passar as tiras de velcro, cujas faces macho e fêmea são posicionadas de forma oposta e unidas por uma costura central (Figura 20), permitindo que, posteriormente ao ser posicionadas corretamente na órtese, eles possam se ligar e assegurar a estabilidade e o ajuste adequado do membro.

Figura 20 - Processo de costura das tiras de velcro.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Observou-se que o ideal é a utilização de três tiras de velcro, posicionadas de forma estratégica, uma na região superior da órtese, que auxilia na fixação da parte superior da perna, uma central, na região anterior da articulação do tornozelo, para a limitação dos movimentos do tornozelo e uma inferior localizada sobre o dorso do pé. Essa distribuição permite o melhor alinhamento e posicionamento do membro, além de proporcionar maior conforto e segurança ao usuário durante o uso.

Por fim, após esta etapa de fixação dos velcros, tem-se a aplicação de EVA de baixa densidade nas regiões internas de maior contato com a pele, especialmente na área do calcanhar, tornozelo e parte superior ou áreas que possuem rebite, a fim de evitar o contato da pele com esses acessórios. A Figura 21 mostra parte desse processo.

Figura 21 - Modelo 4 em processo de aplicação do EVA..



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Desta forma, tem-se a finalização do modelo 4, demonstrado na Figura 22 e 23, com todos os velcros e aplicação de EVA, pronta para o uso.

Figura 22 - Modelo 4 em PP, vista frontal.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Figura 23 - Modelo 4 em PP, vista lateral.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

5. Testes de Validação da Órtese

Os testes realizados tiveram caráter observacional e não invasivo, limitando-se à avaliação do conforto, ajuste e estabilidade da órtese no membro do participante, sem intervenção terapêutica ou risco físico.

Na primeira prova do modelo 2 desenvolvida para um paciente real, foi possível identificar algumas limitações no modelo fabricado. Ao ser testada no paciente com padrão de marcha em equino (Figura 24), a órtese não conseguiu sustentar a pressão exercida durante a marcha, ou seja, em movimentos de apoio e impulsão, o que resultou no desprendimento do pé durante a caminhada. Além disso, observou-se que o tamanho da órtese estava menor do que o ideal, o que pode ter comprometido o ajuste e a estabilidade da órtese.

Figura 24 - Pé do paciente em equino.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

A fisioterapeuta responsável pelo acompanhamento destacou que o modelo não envolvia de forma adequada o pé e a perna (Figura 25), característica fundamental nas órteses convencionais para garantir a fixação e o adequado alinhamento articular. Esses resultados iniciais levaram a criação de um novo modelo, com ajustes no dimensionamento e na geometria da órtese, resultado no modelo 3 fabricado.

Figura 25 - Teste modelo 2.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Porém, até o momento de finalização deste trabalho, o paciente referente às órteses do modelo 2 e 3 apresentou algumas intercorrências médicas o que impossibilitou que a órtese fosse entregue e testada.

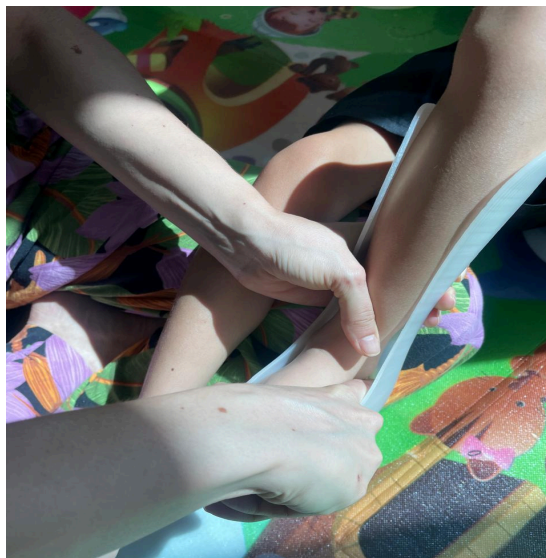
Assim, com o mesmo objetivo de avaliar o encaixe inicial, a estabilidade funcional e possíveis pontos de pressão, o modelo 4 foi testado em outro paciente. Este primeiro teste foi realizado utilizando apenas a estrutura impressa, sem o acabamento final, durante o encaixe, como mostrado nas Figuras 26 e 27, a fisioterapeuta posicionou corretamente o pé sobre a órtese, para a verificação da adequação inicial da geometria do produto e possíveis alterações que poderiam ser feitas.

Figura 26 - Teste inicial, Modelo 4.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Figura 27 - Teste inicial, Modelo 4.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Como foi possível observar, o modelo impresso inicialmente sem a fase de acabamento, ao ser colocado no pé do paciente, apresentou bom encaixe, indicando boa adaptação anatômica e sem pontos de pressão, ou seja, a órtese fabricada não ocasionava força excessiva em regiões de contato com a pele, o que poderia gerar desconforto, dor e lesões ao longo do uso. Porém, na região do calcanhar e

tornozelo, região de maior encaixe da órtese para permitir uma melhor estabilização, apresentava um grande espaçamento entre a órtese e o membro do paciente, mas com a aplicação do EVA na fase de acabamento, seria possível fazer a correção e permitir um melhor ajuste.

No segundo teste e entrega do modelo 4, as duas órteses foram colocadas simultaneamente no paciente para análise inicial de encaixe, conforto e estabilidade. No qual foi observado e analisado pela fisioterapeuta que fez a avaliação do caso, que a parte superior da órtese apresentou boa adaptação anatômica e posicionamento adequado na região da perna (Figura 28). Entretanto, a área de encaixe do pé estava mais apertada, especialmente nas laterais inferiores. Assim, foram necessários fazer alguns ajustes no momento da entrega, para corrigir esse ajuste, foi utilizado um soprador térmico, aquecendo cuidadosamente essas regiões a fim de expandir o material e proporcionar melhor acomodação do pé. Esse processo foi realizado de forma gradual, alternando entre ajustes e teste no paciente até que o posicionamento estivesse correto, confortável e sem pontos de pressão.

Figura 28 - Teste final, Modelo 4



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Durante esta etapa de ajuste e teste, também foi necessário adequar o comprimento das tiras de velcro, que estavam maiores que o necessário (Figura 29). Uma etapa importante deste teste foi a verificação do correto encaixe do calcanhar,

realizada pela fisioterapeuta responsável, que aplicou uma pequena quantidade de pigmento cosmético diretamente na pele da criança e logo após posicionou o pé dentro da órtese para analisar os pontos de contato. A transferência da pigmentação para o interior da órtese permitiu confirmar que o calcanhar estava corretamente encaixado (Figura 30).

Figura 29 - Teste 1 Modelo 4



Fonte: Elaborada pelo autor (2025)

Figura 30 - Teste 1 Modelo 4



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Além destas adaptações, o EVA interno utilizado na região do arco plantar para compensar diferenças anatômicas também teve ajustes. O EVA de maior espessura, inserido para auxiliar na formação do arco plantar, mostrou-se excessivo na região anterior, por isso, foi parcialmente cortado nesta área, mantendo a sua altura apenas na região do arco. Após todos esses ajustes, a fisioterapeuta realizou uma nova avaliação com o paciente em posição ortostática (Figura 31 e 32), observando boa adaptação anatômica, alinhamento adequado, estabilidade funcional e ausência de pontos de pressão, validando o dispositivo para uso clínico no contexto da necessidade apresentada.

Figura 31 - Pé em posição ortostática.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Figura 32 - Pé em posição ortostática.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

6. Tabela de comparação entre os modelos produzidos

A tabela 2 a seguir apresenta a comparação entre os modelos produzidos de acordo com os resultados obtidos nas etapas de modelagem e prototipagem, apresentando diferenças quanto aos softwares utilizados, tempo médio de impressão em cada caso e material utilizado, além de alterações realizadas e os resultados.

Tabela 02 - Parâmetros de impressão 3D utilizados.

| Modelo | Condição do paciente | Software utilizado | Tipo e Material | Características e Ajustes | Tempo de Impressão | Observações e Resultados |
|--------|--|----------------------------------|----------------------|---|---|---|
| 1 | Base experimental (sem paciente real) | Meshmixer + Fusion 360 | Fixa PP e Nylon 6 | Modelo de teste inicial; espessura 2 mm; ventilação lateral; base para parâmetros técnicos. | 1 hora e 20 minutos com PP 1 hora e 30 minutos com Nylon 6 | Primeiro ensaio com dinamômetro; definiu parâmetros de resistência e temperatura |
| 2 | Paciente 1 (3 anos) – PC com pé equino | Meshmixer + Fusion 360 + Blender | Fixa PP | Escaneamento real; correção de ângulo em 90°; ajuste anatômico inicial. | 3 horas 28 minutos | Bom encaixe geral, porém pequena limitação de estabilidade durante a marcha. |
| 3 | Mesmo paciente do Modelo 2 | Fusion 360 | Fixa PP | Geometria ampliada; manutenção da angulação clínica; novos furos para ventilação e tiras. | 6 horas | Ajuste mais confortável e maior fixação; melhor adaptação ao padrão do pé equino. |
| 4 | Paciente 2 (3 anos) – PC leve com pé plano valgo | Fusion 360 | Fixa PP | Modelo simplificado; menos áreas de contenção; sem contraturas. | 4 horas | Boa leveza e rigidez controlada; conforto relatado pela fisioterapeuta. |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Em uma breve análise, observa-se na tabela que os modelos evoluíram tanto em termos de adequação ergonômica quanto ao desempenho estrutural. O modelo 1, teve um papel mais exploratório quanto a resistência dos materiais aplicados e qual o melhor para ser utilizado. E permitiu estabelecer os parâmetros mínimos de impressão 3D necessários para que a órtese suporte até 100 kgs, sem ruptura ou deformação significativa, além de avaliar o comportamento dos filamentos de PP e Nylon 6.

O modelo 2 representou o primeiro caso real, possibilitando validar a metodologia de escaneamento e modelagem. A partir dele, o modelo 3 trouxe melhorias quanto à estabilidade, conforto e adaptação da geometria da órtese quanto ao caso do paciente, no qual apresentava muita contratura, gerando a necessidade de uma órtese apenas para acomodação do quadro clínico avançado de deformidade. E por fim, o modelo 4, demonstrou um avanço na geometria da órtese, que envolvia mais o pé. Por ser um caso mais leve, permitiu que o modelo fosse modelado em 90 graus, posição mais usada geralmente nas órteses para correção postural.

7. Discussão

O principal objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de órteses AFO personalizadas por meio da impressão 3D, o que consequentemente permitiu, também, desenvolver uma metodologia base para a criação e produção dessas órteses por meio deste novo método. A fim de superar as limitações do método convencional de termomoldagem, ainda muito artesanal, caro e lento (BRASIL, 2014).

Os resultados obtidos, sintetizados e apresentados de forma mais comparativa na tabela 2, permitiram identificar a evolução progressiva do projeto. Além de validar o fluxo de trabalho digital proposto, por meio do escaneamento 3D, modelagem e impressão 3D, os dados demonstraram a aplicabilidade clínica da metodologia. Isso se evidenciou na criação de órteses não apenas ergonômicas, mas, principalmente, funcionais e adaptadas de acordo com a condição específica de cada paciente.

Durante o teste com o dinamômetro foi possível observar, de modo geral, que ambos os materiais demonstraram boa capacidade de suportar cargas, mas o nylon se destacou por apresentar maior deformação sem ruptura e PP segue como o principal filamento na fabricação pela manufatura aditiva pelo seu custo ser menor comparado ao nylon 6 e por apresentar boa resistência.

Já o escaneamento associado a modelagem e a impressão 3D configura-se como uma abordagem inovadora no desenvolvimento de soluções voltadas às tecnologias assistivas, possibilitando elevado grau de personalização dos produtos. Essa metodologia contribui significativamente para a otimização do processo de projeto, uma vez que permite a antecipação e simulação de tensões mecânicas e potenciais falhas estruturais, promovendo, assim, maior eficiência, precisão e redução de erros na etapa de fabricação.

Neste trabalho o uso da modelagem, em específico, permitiu a extração da topologia da perna escaneada para que fosse utilizada como forma base para o modelo da órtese, permitindo também, a inserção de furos no modelo para a

passagem de fechos e tiras de velcro, além da realização de correções de malha para otimização estrutural.

O primeiro modelo modelado e impresso teve caráter experimental e serviu como base para a primeira modelagem de uma estrutura geométrica base e para a definição de parâmetros mínimos necessários para a produção das órteses por meio da impressão 3D. A escolha dos materiais foi de forma estratégica, pois o PP, é o mesmo material utilizado no método convencional e seria mais facilmente aceito pelos usuários, além de pesquisas recentes demonstrarem seu uso e eficácia em próteses, ajudando no processo de cicatrização, além de reduzir custos (AZEREDO et al., 2021). Já o Nylon 6, que quimicamente se classifica como poliamida, veio como uma alternativa de filamento a ser testada, pois o material também apresenta uso na área da saúde, em fios de sutura cirúrgica, por exemplo, pois oferece boa resistência, flexibilidade e biocompatibilidade (BIZELLO, 2023).

Esteticamente, a geometria das órteses do modelo 1 apresentaram boa finalização e estruturação, mas somente com o teste realizado com a ajuda do dinamômetro foi possível identificar melhor as características dos materiais e resistência aplicado no uso da órtese. Ambos apresentaram boa resistência e pelo comportamento de deformação dos protótipos, observou - se que o Nylon 6 sofreu uma maior deformação, mas retornou ao seu estado original. Mas como a estrutura de uma órtese necessita ser uma estrutura mais rígida para dar mais sustentação postural (BRASIL, 2013), o PP, acabou sendo o material escolhido para os seguintes modelos e também por apresentar um custo menor.

Os modelos 2 e 3, confeccionados para o primeiro caso real, em que o paciente apresentava diagnóstico de paralisia cerebral e com a condição de pé equino, as modificações na geometria da órtese foram importantes para o estudo da importância da personalização e dos modelos desenvolvidos. O modelo 2 apresentou uma estrutura mais simples, com menor cobertura do membro inferior e com ângulo de 90°. Inicialmente, no processo de impressão o modelo não sofreu qualquer deformação, mas ao ser realizado o primeiro teste no paciente, por meio da avaliação de uma profissional de fisioterapia, verificou-se limitações na estrutura. A órtese não envolvia o pé, o que ocasionava a soltura da órtese durante movimentos de apoio e impulsão.

Desse modo, o modelo 3, desenvolvido a partir dessas observações, já atendeu os requisitos mínimos necessários de uma órtese, pois a nova estrutura apresentava maior área de contato e sustentação do membro inferior, e a geometria da órtese seguiu o modelo inicial do pé, permitindo uma maior personalização. Mas, sem a avaliação clínica deste paciente, não foi possível analisar os pontos de pressão, encaixe do modelo no pé e a distribuição de cargas, o que impossibilitou, inicialmente, a comprovação clínica do uso de órtese feita por meio da impressão 3D.

Contudo, o modelo 4, foi desenvolvido a partir de um novo caso, em que o paciente apresentava um quadro clínico mais estável, ou seja, apresentava mobilidade articular, permitindo angulação de 90° em tornozelo. A principal deficiência em funções neuromusculoesqueléticas a ser tratada foi o pé plano valgo. Assim a geometria da órtese foi projetada em 90°, buscando envolver o membro e favorecer o levantamento do arco medial do pé para o posicionamento correto dos pés durante o ortostatismo. A avaliação preliminar, realizada somente com a estrutura impressa, ainda sem o acabamento, como demonstrado nos resultados, indicou boa adaptação anatômica, ausência de pontos de pressão e fácil calce, requisitos mínimos de uma órtese AFO (BRASIL, 2014). Contudo, observou-se pela fisioterapeuta que na região do calcânhar e tornozelo, áreas que exigem maior estabilidade e encaixe, apresentou grande espaçamento entre a órtese e o pé do usuário.

Assim, o resultado do teste final do Modelo 4 reforçou o potencial da impressão 3D para a produção de órteses personalizadas. Esse achado corrobora com o que é descrito por REIS et al. (2024), que destacam a possibilidade de realizar ajustes rápidos e localizados, característica importante da manufatura aditiva para ser aplicada a dispositivos ortopédicos. A necessidade de expansão da região inferior da órtese, onde fica posicionado o antepé do usuário, realizada por meio do aquecimento controlado, confirma a vantagem desse método em permitir modificações posteriores à impressão sem comprometer a integridade do dispositivo, sendo possível pela característica do material utilizado, o PP, ser termomoldável. A validação do encaixe do calcânhar, considerado um ponto crítico e responsável pela estabilidade e alinhamento em órteses AFO mostrou-se

satisfatória, alinhando-se a recomendações biomecânicas que enfatizam a importância do contato firme nessa região para garantir alinhamento adequado de tornozelo (BRASIL, 2019).

Além disso, o uso de EVA como material complementar demonstrou ser eficaz para melhorar o conforto e a distribuição de pressão, o que é consistente com estudos que mostram a utilidade de materiais macios para reduzir pontos de atrito e favorecer a adaptação do usuário (CASTANEDA, 2021). Dessa forma, o desempenho do Modelo 4 sugere que o fluxo de desenvolvimento adotado é viável clinicamente, atendendo os requisitos mínimos de funcionalidade, estabilidade articular e conforto de uma órtese AFO (CASTANEDA, 2021; BRASIL, 2013).

A partir desses resultados, foi possível comprovar que a produção de órteses AFO por meio da impressão 3D é realizável e atingiu os requisitos mínimos de funcionalidade, conforto e estabilidade esperados de um dispositivo ortopédico de uso clínico (BRASIL, 2019). O modelo 4 demonstrou não apenas a viabilidade técnica do processo de fabricação digital, mas também o potencial de aplicação prática em contextos terapêuticos, já que o produto avaliado pela profissional fisioterapeuta apresentou desempenho e encaixe satisfatório. Assim, o modelo evidencia que a manufatura aditiva pode ser uma nova alternativa eficiente, acessível e personalizável para a produção de órteses AFO, atendendo aos requisitos mínimos ergonômicos e funcionais para o uso clínico seguro desses dispositivos.

Apesar dos resultados positivos alcançados, esta pesquisa apresentou algumas limitações que devem ser consideradas. O número reduzido de participantes impediu uma análise mais ampla, restringindo a avaliação a casos mais individuais. A ausência também de uma análise de marcha computadorizada impossibilitou uma avaliação quantitativa e objetiva que auxiliaria na melhoria biomecânica das órteses. Além de que este estudo se concentrou apenas em modelos de órteses do tipo fixa, sem a exploração de modelos mais articulados ou com sistemas de regulagem e como o material impresso se comportaria nestes modelos.

Assim, a produção de órteses por impressão 3D associada ao design, modelagem e etapas de acabamento mostra-se viável e funcional, pois os modelos apresentados e os testes realizados permitiram que os dispositivos fossem avaliados em contexto clínico, demonstrando uma aplicabilidade prática. Contudo, pesquisas futuras devem explorar novos modelos e materiais para validar a eficácia e eficiência do uso da manufatura aditiva 3D em outras aplicações. Além disso, a realização de testes continuados e o acompanhamento do paciente ao longo do tempo são fundamentais para uma análise mais aprofundada do comportamento do material, da adaptação do usuário e do desempenho da órtese na estabilização da condição caso do paciente, além de verificar se houve aceitação do paciente em relação ao uso do dispositivo.

8. Considerações Finais

Por meio dos modelos e testes realizados, este trabalho consolidou uma base para o desenvolvimento de órteses AFOs por meio da impressão 3D, como uma alternativa viável e acessível e altamente personalizável. Ao longo das etapas de modelagem e prototipagem, foi possível aprimorar a geometria, o conforto e a funcionalidade dos modelos, evidenciando a eficiência do processo iterativo de design.

O último modelo mostrou a aplicabilidade e uso da órtese em um paciente real, apresentando uma boa adaptação anatômica, estabilidade adequada e ausência de pontos de pressão, atendendo, assim, aos requisitos mínimos estabelecidos e exigidos para se ter um uso clínico destes dispositivos. Os ajustes realizados durante a entrega, reforçam a flexibilidade da impressão 3D para correções e personalização de acordo com a necessidade do paciente.

Assim, recomenda-se que pesquisas futuras explorem diferentes materiais, testem novos modelos articulados e realizem mais testes e avaliações clínicas de longo prazo. Além de testar novos parâmetros de impressão, a fim de reduzir material ou aumentar a resistência e acompanhar e analisar o comportamento dos materiais impressos ao serem expostos ao calor, por exemplo.

De modo geral, o trabalho confirma o potencial da impressão 3D como ferramenta eficaz na produção e desenvolvimento de órteses personalizadas, contribuindo para soluções mais acessíveis, rápidas e adaptadas no campo da tecnologia assistiva.

9. Referências Bibliográficas

ANATOMIA EM FOCO. Esqueleto Humano: Ossos do Corpo Humano. Ossos do Pé: Tarso, Metatarso, Falanges. *Anatomia em Foco*, [S. l.], 2025. Disponível em: https://www.anatomiaemfoco.com.br/esqueleto-humano-ossos-do-corpo-humano/ossos-da-perna-femur-tibia-fibula/ossos-do-pe-tarso-metatarso-falanges/#google_vignette.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). NBR ISO 8549-1: Próteses e órteses – Terminologia e descrição – Parte 1: Termos gerais para próteses de membros externos e órteses. Rio de Janeiro: ABNT.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). NBR ISO 9999: Produtos de apoio para pessoas com deficiência — Classificação e terminologia. Rio de Janeiro: ABNT.

AZEREDO, Pedro Henrique Prudente et al. Prótese de polipropileno: uma nova técnica para cobertura cutânea e seu verdadeiro custo benefício. *Brazilian Journal of Health Review*, Curitiba, v. 4, n. 5, p. 23338–23345, sep./oct. 2021. DOI: 10.34119/bjhrv4n5-404.

BAUMFELD, Daniel. Anatomia do pé humano completa. [S. l.], 4 set. 2023. Disponível em: <https://danielbaumfeld.com.br/anatomia-do-pe-humano-completa/>.

BAUMFELD, Tiago. Biomecânica do tornozelo: como funciona? [S. l.], 22 ago. 2023. Disponível em: <https://tiagobaumfeld.com.br/biomecanica-do-tornozelo-como-funciona/>.

BAUMFELD, Tiago. Guia completo da anatomia do pé humano: todos os ossos do pé. [S. l.], 22 ago. 2023. Disponível em: <https://tiagobaumfeld.com.br/guia-completo-da-anatomia-do-pe-humano-todos-os-ossos-do-pe/>.

BEŹEK, Aleksandra et al. Advances in 3D printed orthotics for rehabilitation. *Wiadomości Lekarskie Medical Advances*, Lublin, v. 78, n. 3, p. 537-542, mar. 2025. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40219879/>.

BIZELLO, Giovana Ferreira. Avaliação comparativa de fios de poliéster, poliamida 6, e poliamida 6.6 para aplicação em suturas cirúrgicas. 2023. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia de Materiais) — Universidade Federal de Santa Catarina, Blumenau, 2023. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/253187>.

BRAGA, Ericson de Jesus et al. O uso da impressão 3D na Medicina. In: *SALÃO DO LIVRO DO CERRADO*, 1., 2021, Goiânia. *Anais do I Salão do Livro do Cerrado (SALIC 2021)*. Goiânia: Instituto Federal de Goiás, 2021. Disponível em: <https://downloads.editoracientifica.com.br/articles/221111016.pdf>.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Resolução RDC nº 751, de 15 de setembro de 2022. *Diário Oficial da União*, Brasília, DF, 16 set. 2022. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-751-de-15-de-setembro-de-2022-430797145>.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Resolução RDC nº 925, de 19 de setembro de 2024. *Diário Oficial da União*, Brasília, DF, 16 fev. 2024. Disponível em: <https://jmoraes.com.br/resolucao-no-925-de-19-de-setembro-de-2024/>.

BRASIL. Conselho Nacional de Saúde. Resolução nº 466, de 12 de dezembro de 2012. *Diário Oficial da União*, Brasília, 13 jun. 2013.

BRASIL. Conselho Nacional de Saúde. Resolução nº 510, de 7 de abril de 2016. *Diário Oficial da União*, Brasília, 24 maio 2016.

BRASIL. Lei nº 13.146, de 6 de julho de 2015. Institui a Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência. *Diário Oficial da União*, Brasília, 7 jul. 2015. Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2015-2018/2015/lei/l13146.htm.

BRASIL. Ministério da Saúde. *Técnico em órteses e próteses: livro-texto*. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2014. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/tecnico_orteses_proteses_livro_texto.pdf

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. *Manual de boas práticas de gestão das Órteses, Próteses e Materiais Especiais (OPME)*. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2016. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/manual_praticas_gestao_proteses_materiais_especiais.pdf.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. *Guia para prescrição, concessão, adaptação e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção*. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2019. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/guia_manutencao_orteses_proteses_auxiliares_locomocao.pdf.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. *Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção*. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2013. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/confecao_manutencao_orteses_protese_s.pdf.

BRASIL. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. *Tecnologia Assistiva*. Brasília, DF: CORDE, 2009. Disponível em: http://www.galvaofilho.net/livro-tecnologia-assistiva_CAT.pdf.

BROCKETT, Claire L.; CHAPMAN, Graham J. Biomecânica do tornozelo. *Ortopedia e Trauma*, v. 30, n. 3, p. 232-238, 2016.

BROWN, Tim. Design Thinking. *Harvard Business Review*, Boston, v. 86, n. 6, p. 84-92, jun. 2008. Disponível em: <https://designthinkingmeite.web.unc.edu/wp-content/uploads/sites/22337/2020/02/Tim-Brown-Design-Thinking.pdf>.

BRUXEL, Yuri. Sistema para análise de impacto na marcha humana. 2010. 75 f. Projeto de Diplomação — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010. Disponível em:

<https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/61788/000825591.pdf>.

CASTANEDA, Luciana. Órteses de membros inferiores. São Luís: UNA-SUS/UFMA, 2021. Disponível em:

<https://ares.unasus.gov.br/acervo/bitstream/ARES/24261/1/PDF%20INTERATIVO%20%20C3%93RTESES%20DE%20MEMBROS%20INFERIORES.pdf>.

CURY, Valéria C. R. et al. Efeitos do uso de órtese na mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, São Carlos, v. 10, n. 1, p. 67-74, fev. 2006. Disponível em:

<https://www.scielo.br/j/rbfis/a/PgdtfmVgZv87PQR35k3LWJL/>.

FORTIUS. Articulações do tornozelo e subtalar. [S. l.], 15 mar. 2024. Disponível em:

<https://fortius.com.br/articulacoes-do-tornozelo-e-subtalar/>.

HALL, Susan J. *Biomecânica básica*. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

HAMILL, Joseph; KNUTZEN, Kathleen M. *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole, 1999.

KELLY, Cambre; ADAMS, Samuel B. 3D Printing Materials and Technologies for Orthopaedic Applications. *Journal of Orthopaedic Trauma*, Hagerstown, v. 38, supl. 1, p. S9-S12, jan. 2024. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38502597/>.

LIPPERT, Lynn S. *Cinesiologia clínica e anatomia*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

MELANDA, Alessandro Giurizatto et al. Results of orthoses used on ambulatory patients with bilateral cerebral palsy. *Acta Ortopédica Brasileira*, v. 28, n. 3, p. 137–141, jun. 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32536795/>.

NEUMANN, Donald A. *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético*. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

OSORIO, José Henry; VALENCIA, Mauricio Hernando. Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana. *Archivos de Medicina (Col)*, Manizales, v. 13, n. 1, p. 88-96, 2013. Disponível em: <https://www.redalyc.org/pdf/2738/273828094009.pdf>.

PAULA, Gabriela Vieira de. Efeito da órtese tornozelo-pé na mobilidade funcional e equilíbrio dinâmico de pacientes após acidente vascular cerebral. 2020. 60 f. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual Paulista, Botucatu, 2020. Disponível em: https://bdtd.ibict.br/vufind/Record/UNSP_c1f48f1b6c02c08e68ce33ca3d62cd10.

PERRY, Jacquelin; BURNFIELD, Judith M. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2. ed. Thorofare: SLACK, 2010.

REIS, Ricardo dos Santos; COSTA, Roberto Rogerio Santos; SILVA, Ruy Barbosa de Oliveira. *Metodologia de impressão 3D*. 2024. 29 f. Trabalho de Conclusão de Curso — Faculdade de Tecnologia de São José dos Campos, 2024.

RODDA, J.; GRAHAM, H. K. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia. *European Journal of Neurology*, v. 8, supl. 5, p. 98-108, 2001. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11851738/>.

TEIXEIRA, Luci Fuscaldi; OLNEY, Sandra Jean. Anatomia funcional e biomecânica das articulações do tornozelo, subtalar e médio-társica. *Revista Fisioterapia USP*, São Paulo, v. 4, n. 2, p. 50-65, jul./dez. 1997. Disponível em: <https://revistas.usp.br/fpusp/article/view/76132>.

VAZ, Inês Machado; ROCHA, Afonso; DURO, Helena. Ortóteses de membro inferior em pediatria. *Acta de Reabilitação e Medicina Física*, Lisboa, v. 15, n. 2, p. 40-45, nov. 2023. Disponível em: <https://spmfrjournal.org/index.php/spmfr/article/view/51>.

WHITTLE, Michael W. *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann, 2014.

WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4. ed. Hoboken: Wiley, 2009.