

UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA CAMPUS I - CAMPINA GRANDE PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE MESTRADO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

CARLOS ALBERTO MARQUES DOS SANTOS FILHO

DESENVOLVIMENTO DE PALMILHAS ORTOPÉDICAS UTILIZANDO METAMATERIAIS E MANUFATURA ADITIVA

CAMPINA GRANDE 2025

CARLOS ALBERTO MARQUES DOS SANTOS FILHO

DESENVOLVIMENTO DE PALMILHAS ORTOPÉDICAS UTILIZANDO METAMATERIAIS E MANUFATURA ADITIVA

Dissertação apresentada à Coordenação do Curso de Mestrado Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Área de concentração: Desenvolvimento de Produtos e Processos para tecnologia em S.

Orientador: Prof. Dr. Rodolfo Ramos Castelo Branco

CAMPINA GRANDE 2025 É expressamente proibida a comercialização deste documento, tanto em versão impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que, na reprodução, figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

Santos Filho, Carlos Alberto Marques dos. S237d Desenvolvimento de palmilhas ortopédicas utilizando metamateriais e manufatura aditiva [manuscrito] / Carlos Alberto Marques dos Santos Filho. - 2024. 103 f. : il. color. Digitado. Dissertação (Mestrado Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências e Tecnologia, 2024. "Orientação : Prof. Dr. Rodolfo Ramos Castelo Branco, Campus I". 1. Órteses do Pé. 2. Tecnologias tridimensionais. 3. Metamateriais. 4. Impressão Tridimensional. 5. Análise de Elementos Finitos. I. Título 21. ed. CDD 617.3

Elaborada por Bruno Rafael Freitas de Lima - CRB - 15/1021

BC

CARLOS ALBERTO MARQUES DOS SANTOS FILHO

DESENVOLVIMENTO DE PALMILHAS ORTOPÉDICAS UTILIZANDO METAMATERIAIS E MANUFATURA ADITIVA

Dissertação apresentada à Coordenação do Curso de Mestrado Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde

Linha de Pesquisa: Desenvolvimento de Produtos e Processos para tecnologia em S.

Aprovada em: 06/02/2025.

BANCA EXAMINADORA

Documento assinado eletronicamente por:

- Rodolfo Ramos Castelo Branco (***.308.994-**), em 27/02/2025 14:23:42 com chave 972eae66f52f11efa04506adb0a3afce.
- Raphael Henrique Falcão de Melo (***.160.154-**), em 27/02/2025 14:38:41 com chave af1a145af53111efa4ee1a7cc27eb1f9.
- Eujessika Katielly Rodrigues Silva (***.382.204-**), em 27/02/2025 14:30:35 com chave 8d7a6ed6f53011efab4b06adb0a3afce.
- Rudá Aranha (***.253.374-**), em 27/02/2025 14:26:37 com chave fff36766f52f11ef8f6906adb0a3afce.

Documento emitido pelo SUAP. Para comprovar sua autenticidade, faça a leitura do QrCode ao lado ou acesse https://suap.uepb.edu.br/comum/ autenticar_documento/ e informe os dados a seguir. **Tipo de Documento:** Folha de Aprovação do Projeto Final **Data da Emissão:** 27/02/2025 **Código de Autenticação:** b2faac



RESUMO

A utilização de palmilhas ortopédicas customizadas tem crescido significativamente, impulsionada pela necessidade de proporcionar conforto e eficiência no tratamento de condições ortopédicas. O objetivo deste estudo foi desenvolver palmilhas ortopédicas utilizando tecnologias tridimensionais (3D) e metamateriais, visando oferecer soluções customizadas que atendessem às necessidades individuais de cada paciente. Para isso, foi realizada uma revisão bibliográfica abrangente sobre anatomia do pé humano, patologias tratadas por palmilhas ortopédicas, tecnologias 3D aplicadas ao desenvolvimento de dispositivos ortopédicos e o uso de metamateriais. Em seguida, foram conduzidos estudos para determinar as propriedades mecânicas dos materiais flexíveis mais adequados para a fabricação das palmilhas, utilizando técnicas de manufatura aditiva (MA). Com base nesses dados, foram desenvolvidos modelos digitais das palmilhas por meio de sistemas CAD/CAE/CAM, permitindo a customização conforme as características anatômicas de cada paciente. A simulação CAE foi empregada para avaliar o desempenho das palmilhas, considerando as propriedades dos materiais selecionados e as condições de uso. Posteriormente, foi realizado o planejamento CAM para a fabricação das palmilhas por MA, seguido pela produção física dos dispositivos. Os resultados demonstraram que o uso de metamateriais possibilitou a criação de estruturas com melhor distribuição da pressão plantar, além da variação da flexibilidade das palmilhas para corrigir diferentes patologias. A metodologia foi validada por meio de simulações computacionais, culminando na fabricação das palmilhas, o que confirmou a viabilidade da abordagem proposta.

Palavras-Chave: órteses do pé; tecnologias tridimensionais; metamateriais; impressão tridimensional; análise de elementos finitos.

ABSTRACT

The use of customized orthopedic insoles has grown significantly, driven by the need to provide comfort and efficiency in the treatment of orthopedic conditions. This study aimed to develop orthopedic insoles using three-dimensional (3D) technologies and metamaterials, offering customized solutions tailored to the individual needs of each patient. To achieve this, a comprehensive literature review was conducted on foot anatomy, pathologies treated with orthopedic insoles, 3D technologies applied to the development of orthopedic devices, and the use of metamaterials. Subsequently, studies were carried out to determine the mechanical properties of the most suitable flexible materials for insole fabrication using additive manufacturing (AM) techniques. Based on these findings, digital models of the insoles were developed using CAD/CAE/CAM systems, allowing customization according to the anatomical characteristics of each patient. CAE simulation was employed to evaluate the insoles' performance, considering the selected materials' properties and usage conditions. Subsequently, CAM planning was performed for the insole fabrication via AM, followed by the physical production of the devices. The results demonstrated that the use of metamaterials enabled the creation of structures with improved plantar pressure distribution, as well as variations in insole flexibility to address different pathologies. The methodology was validated through computational simulations, culminating in the insole fabrication, which confirmed the feasibility of the proposed approach.

Keywords: foot orthoses; three-dimensional technologies; metamaterials; finite element analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| Figura 1 – Divisão dos ossos do pé humano | 18 |
|--|-------|
| Figura 2 – Anatomia óssea do pé, vista dorsal | 18 |
| Figura 3 – Arco longitudinal lateral | 20 |
| Figura 4 – Arco longitudinal medial | 20 |
| Figura 5 – Arco transversal | 21 |
| Figura 6 – Ciclos da marcha | 22 |
| Figura 7 – Força de reação do solo durante o ciclo da marcha | 24 |
| Figura 8 – Região da fascite plantar | 26 |
| Figura 9 – Pé plano | 28 |
| Figura 10 – Pé cavo | 29 |
| Figura 11 – Processo para formação da NDP | 30 |
| Figura 12 – Exemplo de medição baropodométrica | 31 |
| Figura 13 – Diferentes resoluções de scanners para obtenção de uma m | esma |
| imagem 3D | 33 |
| Figura 14 – Representação de cubo em CAD e em STL | 34 |
| Figura 15 – Malha STL com falha de abertura na sua composição | 35 |
| Figura 16 – Falha de interseção de triângulos | 36 |
| Figura 17 – Modelo 3D com falha de inversão dos vetores normais e corrigido | 36 |
| Figura 18 – Representação do sistema (a) CAD e (b) CAM | 37 |
| Figura 19 – Uma força de compressão transformada em movimento line | ear e |
| rotacional pela estrutura de metamaterial | 39 |
| Figura 20 – Maçaneta que utiliza metamateriais | 40 |
| Figura 21 – Exemplo de estruturas honeycomb fabricada por manufatura aditiva | 40 |
| Figura 22 – Diagrama das estruturas a) honeycomb e b) re-entrant | 41 |
| Figura 23 – a) Estrutura AuxHex 2D; b) Estrutura AuxHex 3D | 42 |
| Figura 24 – Exemplos de estruturas quirais. a) Estruturas quirais em 2l | D; b) |
| Estruturas quirais em 3D | 43 |
| Figura 25 – Geometria discreta em nós e elementos | 44 |
| Figura 26 – Fluxograma utilizado pelo software CAE na análise por MEF | 45 |
| Figura 27 – Etapas do processo de MA | 48 |
| Figura 28 – Princípio de operação de máquinas FDM | 50 |
| Figura 29 – Efeito da altura de camada na peça fabricada por MA | 53 |

| Figura 30 – Diferentes orientações de fabricação para a mesma peça | .53 |
|--|-------|
| Figura 31 – Diferentes taxas de preenchimento para peças fabricadas por MA | .54 |
| Figura 32 – Principais tipos de preenchimento para objetos fabricados por MA | .55 |
| Figura 33 – Fluxograma da metodologia utilizada no desenvolvimento da palm | ilha |
| ortopédica | .57 |
| Figura 34 – Baropodômetro Footwork | .58 |
| Figura 35 – Scanner 3D Einscan H | .59 |
| Figura 36 – EXScan - Área de trabalho do software | .60 |
| Figura 37 – Autodesk Fusion 360 - Área de trabalho do software | .61 |
| Figura 38 – Autodesk Inventor: Área de trabalho do software | .62 |
| Figura 39 – Autodesk Inventor - Área de trabalho do software | .64 |
| Figura 40 – IdeaMaker - Área de trabalho do software | .65 |
| Figura 41 – Impressora Raise E2 | .66 |
| Figura 42 – Análise 2D da pressão plantar máxima na análise estática | .68 |
| Figura 43 – Divisão da massa corporal do paciente | .69 |
| Figura 44 – Análise 3D da pressão plantar máxima na análise estática | .70 |
| Figura 45 – Análise 2D da pressão plantar máxima na análise dinâmica | .70 |
| Figura 46 – Gráfico de força aplicada na marcha versus o tempo de contato do | pé |
| com o solo, (a) pé esquerdo e (b) pé direito | .72 |
| Figura 47 – EXScan - Nuvem de pontos da anatomia escaneada do pé do pacier | nte. |
| | .73 |
| Figura 48 – EXScan - Ruídos do escaneamento | .74 |
| Figura 49 – Autodesk Fusion 360 - Malha STL sem ruídos | .74 |
| Figura 50 – Autodesk Fusion 360 – Modelos da interface da anatomia con | n a |
| palmilha | .75 |
| Figura 51 – Base da palmilha ortopédica | .76 |
| Figura 52 – Design geral da palmilha ortopédica | .77 |
| Figura 53 – a) Honeycomb densidade baixa, b) Honeycomb densidade média | , c) |
| Honeycomb densidade alta (medidas em milímetros) | .78 |
| Figura 54 – d) Re-entrant densidade baixa, e) Re-entrant densidade média, f) | Re- |
| entrant densidade alta (medidas em milímetros) | .78 |
| Figura 55 – Figura 54: g) Auxhex densidade baixa, h) Auxhex densidade média | a, i) |
| Auxhex densidade alta (medidas em milímetros) | .79 |

| Figura 56 – Corte longitudinal da palmilha esquerda para demonstrar as estruturas |
|---|
| a) Honeycomb b) Re-entrant c) AuxHex80 |
| Figura 57 – Design final do par de palmilhas ortopédicas |
| Figura 58 – Distribuição da pressão plantar durante a marcha na palmilha |
| ortopédica82 |
| Figura 59 – Carga corporal aplicada no modelo de simulação83 |
| Figura 60 – Resultados de tensão máxima (a) e maior deslocamento (b) na |
| simulação da estrutura Re-entrant para o pé direito85 |
| Figura 61 – Resultados de tensão máxima (a) e maior deslocamento (b) na |
| simulação da estrutura Re-entrant para o pé esquerdo86 |
| Figura 62 – Pontos de deslocamento no ante pé, médio pé e retro pé na palmilha |
| esquerda88 |
| Figura 63 – Análise da distribuição das tensões aplicadas na base plantar do pé |
| direito para as estruturas a) Honeycomb, b) Re-entrant e c) Auxhex |
| Figura 64 – Análise da distribuição das tensões aplicadas na base plantar do pé |
| esquerdo para as estruturas d) Honeycomb, e) Re-entrant e f) Auxhex |
| Figura 65 – Planejamento CAM da palmilha direita a) da palmilha esquerda b)92 |
| Figura 66 – Palmilha direita fabricada antes do pós-processamento a) esquerda |
| antes do pós-processamento93 |
| Figura 67 – Palmilhas prontas para testes e uso94 |

LISTA DE TABELAS

| Tabela 1 – Categorias dos processos de MA e suas definições | |
|--|-----------------------|
| Tabela 2 – Característica dos materiais flexíveis e suas características | 52 |
| Tabela 3 – Dados mecânicos dos principais materiais flexíveis de MA F | [:] DM, para |
| fabricação da palmilha ortopédica | 67 |
| Tabela 4 – Resultados das simulações CAE para o pé direito | 84 |
| Tabela 5 – Resultados das simulações CAE para o pé esquerdo | |
| Tabela 6 – Resultados de deslocamento para as simulações estáticas | para o pé |
| direito | |
| Tabela 7 – Resultados das tensões máximas para simulações estáticas | para o pé |
| direito | |
| Tabela 8 – Resultados das simulações estáticas para o pé esquerdo | |
| Tabela 9 – Parâmetros utilizados na impressão das palmilhas ortopédicas. | 91 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| 2D | Bidimensional |
|-----------------|---|
| 3D | Tridimensional |
| CAD | Design Assistido por Computador |
| CAE | Engenharia Assistida por Computador |
| CAM | Manufatura Assistida por Computador |
| Cm ² | Centímetros quadrados |
| FDM | Modelagem por Fusão e Deposição |
| gCode | Código Máquina |
| IEA | International Ergonomics Association |
| IPT | Autodesk inventor objects |
| Kgf | Quilograma força |
| Кра | Quilo Pascal |
| LT3D | Laboratório de Tecnologias Tridimensionais |
| MA | Manufatura Aditiva |
| MEF | Método de Elementos Finitos |
| Мра | Mega Pascal |
| NDP | Neuropatia Diabética Periférica |
| NUTES | Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde |
| STL | Standard Tesselation Language |
| STEP | Standard for the Exchange of Product Data |
| TPU | Poliuretano Termoplástico |
| | |

LISTA DE SÍMBOLOS

- Δx Diferencial de deslocamento
- E Módulo de elasticidade
- F Força por unidade de deslocamento
- K Rigidez da mola
- N Newton
- v Coeficiente de Poisson
- ε Alongamento
- σ Tensão no material

SUMÁRIO

| 1 | INTRODUÇÃO | 13 |
|---|--|--|
| 2 | JUSTIFICATIVA | 15 |
| 3 | OBJETIVOS | 16 |
| 3.1 | Objetivo geral | 16 |
| 3.2 | Objetivos específicos | 16 |
| 4 | REVISÃO DA LITERATURA | 17 |
| 4.1 | Anatomia e biomecânica do pé | 17 |
| 4.1.1 | Ossos do pé | 17 |
| 4.1.2 | Arcos do pé | 19 |
| 4.1.3 | Ciclo da marcha | 21 |
| 4.1.4 | Ergonomia | 24 |
| 4.2 | Patologias tratadas por palmilhas ortopédicas | 26 |
| 4.2.1 | Fascite plantar | 26 |
| 4.2.2 | Pé plano | 27 |
| 4.2.3 | Pé cavo | 28 |
| 4.2.4 | Neuropatia diabética periférica (NDP) | 29 |
| | | |
| 4.3 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas | |
| 4.3 ortopéd | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas | 30 |
| 4.3 ortopéd <i>4.3.1</i> | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria | 30 30 |
| 4.3 ortopéd <i>4.3.1</i> <i>4.3.2</i> | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria. Escaneamento tridimensional | 30 30 32 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL | 30 30 32 33 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM | 30 30 32 33 37 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM Metamateriais e Microestruturas | 30 32 33 37 38 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 4.4 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM Metamateriais e Microestruturas Geometrias de metamateriais. | 30 32 33 37 38 39 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 4.4 4.4.1 4.4.1.1 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM Metamateriais e Microestruturas Geometrias de metamateriais Estrutura Kirigami | 30 32 33 37 38 39 39 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 4.4 4.4.1.1 4.4.1.2 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM Metamateriais e Microestruturas Geometrias de metamateriais. Estrutura Kirigami Estrutura Honeycomb/Re-entrant | 30 32 33 37 38 39 39 39 40 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 4.4.1 4.4.1.1 4.4.1.2 4.4.1.3 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM Metamateriais e Microestruturas Geometrias de metamateriais. Estrutura Kirigami Estrutura Honeycomb/Re-entrant AuxHex | 30 32 33 37 38 39 39 40 41 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 4.4.1.1 4.4.1.2 4.4.1.3 4.4.1.3 4.4.1.4 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM Metamateriais e Microestruturas Geometrias de metamateriais. Estrutura Kirigami Estrutura Honeycomb/Re-entrant AuxHex Estrutura Quiral | 30 32 33 37 38 39 39 40 41 42 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 4.4.1.1 4.4.1.2 4.4.1.3 4.4.1.3 4.4.1.4 4.4.2 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM Metamateriais e Microestruturas Geometrias de metamateriais Estrutura Kirigami Estrutura Honeycomb/Re-entrant AuxHex Estrutura Quiral Método de elementos finitos (MEF) | 30 32 33 37 38 39 40 41 42 43 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 4.4.1.1 4.4.1.2 4.4.1.3 4.4.1.4 4.4.2 4.4.5 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas Baropodometria Escaneamento tridimensional Arquivo formato STL Sistemas CAD e CAM Metamateriais e Microestruturas Geometrias de metamateriais Estrutura Kirigami Estrutura Honeycomb/Re-entrant AuxHex Estrutura Quiral Método de elementos finitos (MEF) Manufatura aditiva (MA) | 30 32 33 37 38 39 40 41 42 43 46 |
| 4.3 ortopéd 4.3.1 4.3.2 4.3.3 4.3.4 4.4 4.4.1.1 4.4.1.2 4.4.1.3 4.4.1.4 4.4.2 4.5 4.5 4.5.1 | Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas licas | 30 32 33 37 38 39 40 41 42 43 46 46 |

| 4.5.3 | Modelagem por fusão e deposição (FDM) | 50 |
|---------|--|----|
| 4.5.4 | Materiais flexíveis utilizados na MA FDM | 51 |
| 4.5.5 | Parâmetro importantes para MA por FDM | 52 |
| 4.5.5.1 | Altura da camada | 52 |
| 4.5.5.2 | Orientação da impressão | 53 |
| 4.5.5.3 | Densidade de preenchimento | 53 |
| 4.5.5.4 | Padrão de preenchimento | 54 |
| 5 | METODOLOGIA | 56 |
| 5.1 | Fundamentação teórica | 57 |
| 5.2 | Baropodometria | 58 |
| 5.3 | Captação da anatomia digital do paciente | 59 |
| 5.4 | Tratamento da imagem 3D | 60 |
| 5.5 | Levantamento dos requisitos da palmilha | 61 |
| 5.6 | Desenvolvimento CAD da palmilha ortopédica | 62 |
| 5.7 | Simulação CAE da palmilha ortopédica | 63 |
| 5.8 | Planejamento CAM da palmilha ortopédica | 64 |
| 5.9 | Fabricação da palmilha ortopédica | 65 |
| 6 | RESULTADOS E DISCUSSÕES | 67 |
| 6.1 | Seleção dos materiais para fabricação da palmilha | 67 |
| 6.2 | Baropodometria | 68 |
| 6.3 | Escaneamento 3D e tratamento da imagem obtida | 73 |
| 6.4 | Desenvolvimento CAD da palmilha ortopédica | 75 |
| 6.5 | Simulação CAE da palmilha ortopédica | 81 |
| 6.6 | Planejamento CAM e fabricação da palmilha ortopédica | 90 |
| 7 | CONCLUSÕES | 95 |
| 8 | SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS | 97 |
| | REFERÊNCIAS | 98 |

1 INTRODUÇÃO

O pé é um importante componente do corpo humano, sendo responsável pela marcha e pelo suporte das cargas fisiológicas nele impostas. Além disso, atua na absorção de impactos, na manutenção do equilíbrio e na distribuição das forças. Alterações funcionais no pé podem ocasionar diversas complicações como desequilíbrios biomecânicos e patologias (Levine et al., 2015).

A correção desses desequilíbrios biomecânicos nos membros inferiores é essencial para garantir o bem-estar e o desenvolvimento de atividades cotidianas dos seres humanos. Entre as abordagens terapêuticas disponíveis, as palmilhas ortopédicas surgem como uma intervenção eficaz para corrigir problemas de pisada, proporcionar suporte adequado e aliviar desconfortos associados a diversas condições ortopédicas (Shah et al., 2020).

O principal objetivo do uso desse tipo de palmilha ortopédica é alterar a distribuição de pressão na região plantar do pé de um ponto específico para uma superfície mais ampla. Entre os tratamentos ortopédicos com palmilhas feitas sob medida e palmilhas pré-fabricadas, as palmilhas customizadas apresentam benefícios como conforto durante o uso, menor taxa de abandono do tratamento, tratamento mais otimizado, entre outros (Jiang et al., 2021).

O desenvolvimento desses dispositivos, no entanto, é frequentemente desafiador devido à necessidade da customização para atender às necessidades específicas de cada indivíduo, bem como à busca por materiais e técnicas de fabricação que garantam eficácia, conforto e durabilidade (Seaman et al., 2021)

O uso de tecnologias 3D na fabricação de palmilhas ortopédicas tem ganhado destaque nos últimos anos, o escaneamento 3D por exemplo tem papel fundamental na captação da imagem da anatomia do paciente, e consequentemente na customização do produto final. Já a baropodometria é uma tecnologia 3D considerada o método padrão-ouro para determinar as pressões plantares durante a marcha do paciente (Brugnera, 2018).

Dentro desta perspectiva, o sistema CAD/CAE/CAM desempenha um papel fundamental no desenvolvimento de palmilhas ortopédicas customizadas. O CAD permite criar um modelo digital preciso da palmilha, adaptando-o à anatomia específica do usuário e aplicando conceitos avançados como metamateriais, que controlam propriedades mecânicas como rigidez, amortecimento e resposta dinâmica (Alghazzawi, 2016). Após a definição do modelo, a simulação CAE atua verificando se esse modelo digital atende aos requisitos do produto, garantindo que as propriedades do material selecionado para fabricação sejam adequadamente consideradas (Alves Filho, 2018). Posteriormente, o CAM define os parâmetros de fabricação necessários, alinhados com as características do material escolhido.

Além disso, a Manufatura Aditiva (MA) está revolucionando a produção de produtos ortopédicos ao permitir a personalização extrema, adaptando o produto aos contornos específicos do corpo do paciente. Esse avanço não só aumenta o conforto, mas também melhora significativamente a eficácia dos tratamentos ortopédicos (Volpato, 2017).

Neste contexto, a presente pesquisa propõe desenvolver um par de palmilhas ortopédicas utilizando modelagem computacional e metamateriais, por meio de uma abordagem interdisciplinar, explorando técnicas de escaneamento 3D, baropodometria, modelagem computacional e simulação de desempenho, visando desenvolver palmilhas customizadas que atendam às necessidades específicas de cada paciente.

2 JUSTIFICATIVA

A seguinte pesquisa se justifica devido a necessidade de customização de palmilhas ortopédicas, sendo esse um fator crucial devido à complexidade das necessidades individuais dos pacientes em relação ao conforto, eficácia do tratamento e correção biomecânica. Estudos têm destacado que palmilhas customizadas são superiores às pré-fabricadas em termos de redução de dor e melhoria da função biomecânica. A adaptação precisa às características anatômicas de cada paciente não apenas otimiza os resultados terapêuticos, mas também promove maior adesão ao tratamento, reduzindo taxas de abandono (Gil-Calvo et al. (2020).

Outro ponto importante é que a customização permite a utilização de metamateriais, que oferecem propriedades mecânicas ajustáveis para melhorar o amortecimento, a rigidez e a resposta dinâmica das palmilhas, melhorando significativamente o conforto e a eficácia das palmilhas, adaptando-as às necessidades específicas de cada paciente (Yang et al., 2019).

Do ponto de vista econômico, embora inicialmente possa haver um custo mais elevado associado à customização e ao uso de tecnologias avançadas como o escaneamento 3D e a MA, as palmilhas ortopédicas customizadas podem resultar em economia a longo prazo devido à redução de complicações relacionadas a condições ortopédicas não tratadas de forma adequada (Levine et al., 2015). Além disso, a melhoria na qualidade de vida e na capacidade funcional dos pacientes pode levar a um impacto positivo significativo nos custos globais de cuidados com a saúde.

Apesar dos avanços nos estudos e das melhorias no campo da antropometria, ainda persistem desafios ergonômicos significativos na adequação de palmilhas ortopédicas às necessidades individuais dos pacientes. Diante desse cenário, esta pesquisa se diferencia ao integrar tecnologias tridimensionais e metamateriais para o desenvolvimento de soluções customizadas, permitindo um ajuste preciso às características anatômicas de cada usuário. Dessa forma, buscase não apenas melhorar a adaptação das palmilhas e a distribuição da pressão plantar, mas também incorporar avanços tecnológicos que possam otimizar os resultados clínicos e proporcionar maior eficácia no tratamento de doenças ortopédicas.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Desenvolver palmilhas ortopédicas utilizando escaneamento 3D, baropodometria, metamateriais, a metodologia CAD/CAE/CAM e MA.

3.2 Objetivos específicos

- Captar e processar a imagem digital 3D do pé utilizando o escaneamento tridimensional para melhor customização da palmilha;
- Analisar a distribuição da pressão plantar por meio da baropodometria, relacionando-a às necessidades biomecânicas do paciente;
- Projetar palmilhas ortopédicas customizadas utilizando modelagem CAD, incorporando diferentes estruturas de metamateriais;
- Validar os modelos digitais por meio de simulações computacionais, considerando a distribuição da pressão plantar e as propriedades mecânicas do material;
- Definir parâmetros e estratégias de manufatura aditiva para otimizar a fabricação das palmilhas ortopédicas;
- Produzir e avaliar as palmilhas ortopédicas fabricadas por manufatura aditiva, considerando aspectos funcionais e biomecânicos.

4 REVISÃO DA LITERATURA

4.1 Anatomia e biomecânica do pé

4.1.1 Ossos do pé

Os pés desempenham um papel crucial no sistema postural, atuando como a base de apoio para equilibrar e sustentar o corpo em posição bípede. Juntamente com os tornozelos, oferecem uma combinação de flexibilidade e estabilidade essenciais. Durante a marcha, os pés funcionam como alavancas, adaptando-se às irregularidades do terreno. Eles absorvem impacto e choque em atividades como corrida e salto (Cotoros et al., 2011).

Para isso, o pé humano é composto pelos sistemas esquelético e muscular. O sistema esquelético fornece suporte, proteção e movimento por meio de ossos, cartilagens, tendões e ligamentos. Os ossos, tecidos rígidos, sustentam o corpo, enquanto cartilagens e ligamentos mantêm a integridade das articulações. Os tendões conectam músculos aos ossos, gerando movimentos. (Vanputte et al., 2019).

Os ossos do pé podem ser divididos em ossos do tarso, ossos metatársicos e ossos da falange (Figura 1). Cada pé possui 26 ossos, 33 articulações, músculos, tendões e ligamentos para proporcionar suporte ao corpo todo (Figura 2) (Netter, 2019).



Figura 1 – Divisão dos ossos do pé humano.

Fonte: Netter, 2019.



Figura 2 – Anatomia óssea do pé, vista dorsal.

Fonte: Netter, 2019.

Os ossos do tarso desempenham funções específicas na anatomia do pé, sendo o calcâneo responsável por fornecer estabilidade durante a marcha e atuar como alavanca para o tendão de Aquiles, garantindo o contato adequado do pé com o solo. O tálus, que forma o tornozelo, juntamente com o cuboide, escafoide e os cuneiformes 1º, 2º e 3º, compõem a região plantar do pé.

Além disso, o pé possui 5 ossos metatársicos e uma série de falanges, que são distribuídas em falanges proximais, médias e distais, sendo a junção dos metatársicos com as falanges proximais (Levine et al., 2015)

Ainda de acordo com Levine et al., 2015, os ossos do pé podem ser divididos em três regiões: retro pé, médio pé e ante pé, onde;

- Retro pé: composto pelo calcâneo e tálus, fundamentais para a estabilidade.
- Médio pé: formado pelos ossos cuneiformes, cuboide e navicular, responsáveis por moldar e sustentar o arco do pé, além de absorver o impacto do solo.
- Ante pé: constituído pelos 5 metatársicos e pelas falanges, que, por sua vez, formam os dedos do pé.

4.1.2 Arcos do pé

Os ossos do pé não seguem um plano horizontal, resultando em sua disposição não plana no chão. Em vez disso, os ossos do tarso e metatarso formam três arcos - dois longitudinais e um transversal em relação ao solo. Estes arcos desempenham um papel vital na absorção de impacto e na distribuição eficiente da pressão do corpo para o solo, especialmente durante atividades como caminhar ou permanecer em pé (Drake et al., 2020).

Os ossos que compõem o pé são estrategicamente posicionados, criando arqueamentos tanto longitudinal quanto transversal, resultando nos arcos transversal e longitudinal na região plantar. Esses arcos proporcionam uma sustentação eficaz e distribuem o peso de maneira equilibrada sobre o pé. O arco transverso, oferece estabilidade transversal ao médio pé (Gwani et al., 2017).

Durante a absorção do peso sobre o membro, ocorre um leve abaixamento do arco, uma resposta mecânica que visa distribuir o peso corporal uniformemente pelos metatarsos. O papel dos músculos intrínsecos e extrínsecos, incluindo o tibial posterior e o fibular longo, torna-se indispensável na funcionalidade e manutenção eficiente desses arcos, apresentando uma perspectiva biomecânica (Gwani et al., 2017).

O arco longitudinal lateral compreende o calcâneo, o cuboide e o quarto e quinto metatarso. Este arco, em contraste com o medial, é caracterizado por ser mais baixo e planar, apresentando uma mobilidade limitada. Durante a marcha, especialmente na fase de absorção do peso, esse arco entra em contato com o solo (Figura 3), desempenhando uma importante função de suporte (Lippert, 2013).





Fonte: Drake et al., 2020.

O arco longitudinal medial (Figura 4) é composto pelos ossos calcâneo, tálus, navicular, cuneiformes e os três primeiros metatarsais. Em comparação com o arco lateral, este arco é mais dinâmico e desempenha um papel fundamental na absorção de impacto. Apesar de sua flexibilidade, é comum que o arco medial não entre em contato direto com o solo (Lippert, 2013).





Fonte: Drake et al., 2020.

O arco transversal (Figura 5) é constituído pelos ossos cuneiformes (medial, intermédio e lateral), cuboide e a base dos cinco ossos metatarsais. Esses ossos

são fundamentais na sustentação, sendo capazes de suportar de três a quatro vezes o peso corporal (Drake et al., 2020).



Figura 5 – Arco transversal.

Fonte: Drake et al., 2020.

4.1.3 Ciclo da marcha

A marcha humana é definida como uma série de movimentos que resultam na propulsão estável do corpo. Esse ciclo se inicia quando um dos pés faz contato com o solo e conclui quando o mesmo pé retorna ao solo, compreendendo duas fases distintas: a fase de apoio e a fase de balanço. No contexto da análise da marcha, o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de eventos repetidos é conhecido como o ciclo da marcha. Se a análise tem início com o contato do pé direito (Figura 6) o ciclo continua até que o pé direito volte a tocar o solo. O pé esquerdo replica os mesmos movimentos, mas, ao iniciar a análise com o movimento do pé direito, o ciclo do pé esquerdo compreende apenas metade do ciclo completo da marcha (Shah et al., 2020).



Figura 6 – Ciclos da marcha.



De acordo com Schmeltzpfenning et al. (2013), a etapa de apoio é desencadeada quando o pé entra em contato com o solo, segmentando-se em cinco subfases: contato inicial, resposta ao carregamento, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço.

- Contato Inicial: Este estágio é marcado pelo toque inicial do calcanhar no solo.
- Resposta à Carga: Subsequente ao contato inicial, este ponto é caracterizado pelo contato total do pé com o solo, recebendo a carga corporal. Enquanto ocorre a propulsão para frente, o outro pé se eleva do solo, marcando o término do primeiro período de apoio duplo.
- Apoio Médio: Após o fim do apoio duplo e a liberação de um dos pés do solo, o peso corporal se distribui pelo pé de referência, simultaneamente à progressão do corpo para frente.
- Apoio Terminal: Este estágio se inicia quando o calcanhar começa a se elevar do chão, transferindo o peso do corpo para a região do antepé.

 Pré-balanço: Esta fase envolve a separação do pé de referência do solo, antecipando a entrada na fase de balanço. Neste ponto, ocorre o segundo período de apoio duplo, uma vez que o pé oposto retorna ao solo.

Já para a etapa de balanço, Shah et al., (2020), afirma que se inicia no momento em que o pé se desvincula do solo, sendo subdividida em três subfases: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal:

- Balanço Inicial: Também denominado aceleração, este período tem início quando o pé de referência se desloca do solo, estendendo-se até a flexão máxima do joelho da mesma extremidade.
- Balanço Médio: Iniciando-se quando o pé em balanço se alinha ao pé em apoio, esta fase se estende até o ponto em que a tíbia atinge a posição vertical em relação ao solo.
- Balanço Terminal: Durante este intervalo, o pé inicia o processo de desaceleração, preparando-se para retomar o contato inicial com o solo, dando início ao ciclo subsequente da marcha.

A força de reação do solo é descrita como um vetor tridimensional, sendo mais apropriado representá-la dessa forma para fins de interpretação. A representação mais comum desse vetor é ilustrada na Figura 7, onde os três componentes da força são exibidos em relação ao tempo durante a caminhada.



Figura 7 – Força de reação do solo durante o ciclo da marcha.

Fonte: Levine et al., 2015.

Durante a fase de apoio, a força de reação do solo impulsiona o centro de gravidade em direção ao lado oposto do pé, exibindo padrões de "frenagem" e "propulsão" tanto no componente lateral quanto no anterior-posterior. A força vertical apresenta duas elevações, refletindo a aceleração ascendente do centro de gravidade no início e uma redução quando o corpo se desloca sobre a perna no meio da postura. Um segundo pico ocorre devido à desaceleração durante a posição final, resultado do suporte duplo terminal. Nessa fase, a força diminui rapidamente quando o peso é transferido para a perna oposta, seguido pela fase de balanço, onde não há força de reação do solo (Levine et al., 2015).

4.1.4 Ergonomia

Conforme definido pela Associação Internacional de Ergonomia (IEA -International Ergonomics Association, 2022), a ergonomia, ou fatores humanos, é a disciplina científica que aborda a compreensão das interações entre os seres humanos e os diversos elementos de um sistema. A Ergonomia desempenha um papel essencial no *design* de produtos, visando promover a qualidade dos sistemas integrados à rotina das pessoas. Essa qualidade resulta das considerações físicas, como antropometria e biomecânica, além das características sensoriais e cognitivas das pessoas em relação ao produto. Nesse contexto, a avaliação do design e da qualidade ergonômica não se limita apenas ao produto em si, mas considera as interações do usuário e o contexto em que estão inseridos (Tosi, 2019).

Apesar dos avanços nos estudos e melhorias no campo da antropometria, persistem desafios ergonômicos significativos em relação aos calçados. Estes desafios incluem questões de inadequação entre o calçado e os pés do usuário, originadas por diferenças físicas, biotipos ou pela configuração do modelo do produto. Além disso, problemas adicionais estão associados ao uso de materiais inadequados e à incompatibilidade do calçado com a função para a qual foi projetado (Gomes Filho, 2020).

As palmilhas são fundamentais na interface entre o pé e o calçado, sendo versáteis em suas aplicações, desde atividades esportivas até o tratamento de diversas condições no pé. Essa versatilidade é possível devido aos diferentes recursos que as palmilhas incorporam, impactando o conforto, a pressão plantar e a cinemática (Lo et al., 2018).

Palmilhas feitas com materiais de alta densidade demonstram maior resistência ao estresse, o que resulta em uma menor capacidade de amortecimento. Isso as torna mais eficazes para controlar os movimentos do pé. Por outro lado, palmilhas fabricadas com materiais de baixa densidade ajudam a reduzir os picos de pressão plantar, promovendo uma distribuição mais uniforme dessa pressão e proporcionando um ajuste mais confortável ao pé. O uso de palmilhas com diferentes densidades e propriedades de amortecimento, pode ser uma solução eficaz para reduzir a força de reação do solo e redistribuir a pressão plantar, absorvendo o impacto nos membros inferiores (Melia et al., 2021)

A propriedade de amortecimento das palmilhas é aprimorada quando, aliada às tecnologias tridimensionais, abrangem todo o processo, desde o desenvolvimento do modelo, considerando as características específicas do amortecimento desejado, até a fase de produção. A captura precisa das medidas do pé do paciente é realizada de maneira inovadora por meio de *scanners* 3D, permitindo a criação de palmilhas totalmente customizadas. Essa abordagem tecnológica avançada não

apenas considera o conforto do usuário, mas também a eficácia na redistribuição da pressão plantar. Além disso, a utilização da manufatura aditiva possibilita a fabricação de geometrias complexas associadas a materiais especiais que proporcionam o amortecimento necessário, resultando em palmilhas que atendem às demandas específicas de cada indivíduo (Gupta et al., 2020).

4.2 Patologias tratadas por palmilhas ortopédicas

4.2.1 Fascite plantar

A fascite plantar, responsável por ser a causa mais comum de dor na região plantar do calcanhar (Figura 8), afeta aproximadamente uma em cada dez pessoas ao longo da vida. Durante a fase de apoio na marcha, a planta do pé é submetida a compressão, gerando uma força de tração ao longo da fáscia. Cada passo durante o caminhar resulta em repetitivas forças de tração na fáscia. A aplicação frequente e intensificada dessas forças pode levar à degeneração progressiva na origem da fáscia plantar. Esses microtraumas repetitivos na origem da fáscia plantar estão associados ao desenvolvimento de periostite por tração e microrrupturas na própria fáscia, culminando em inflamação crônica e dor persistente (Santos et al., 2021).



Figura 8 – Região da fascite plantar.

Na maioria dos pacientes, o tratamento conservador, sem a necessidade de cirurgia, demonstra ser eficaz no alívio dos sintomas, conforme apontado em várias séries de casos na literatura, alcançando taxas de sucesso entre 73% e 89% no tratamento conservador da fascite plantar. Estudos recentes destacam que a

Fonte: Cardenuto, 2014.

abordagem inicial no tratamento conservador deve envolver o uso de palmilhas préfabricadas ou customizadas. Essas palmilhas, projetadas para acomodar e proporcionar suporte ao arco longitudinal medial, enquanto amortece a região do calcanhar para reduzir a pressão durante o apoio, têm se mostrado úteis (Cardenuto, 2014).

4.2.2 Pé plano

O pé plano, por sua vez, é uma deformidade musculoesquelética que se manifesta pela depressão do arco longitudinal medial. Essa condição está relacionada ao sexo, idade e peso, podendo ser classificada em dois tipos: flexível ou rígido. O pé plano flexível é caracterizado pela ausência do arco durante o suporte de peso, mas o arco se recupera em condições sem suporte de peso. Em contraste, o pé plano rígido apresenta ausência do arco medial longitudinal mesmo sem suporte de peso. Essas variações na estrutura do pé podem influenciar diferentes aspectos biomecânicos e estão associadas a fatores específicos (Jiang et al., 2021).

O pé plano pode ser classificado como uma deformidade congênita resultante de malformações ósseas ou articulares, muitas vezes exigindo intervenção cirúrgica durante a infância. Quando não são congênitas, as causas dessa deformidade são diversas, geralmente relacionadas à frouxidão articular nas áreas do mediopé ou antepé, ocasionalmente combinadas com hiperextensão ou enfraquecimento da fáscia plantar ou tibial posterior. Para compensar essas condições, os músculos intrínsecos e extrínsecos entram em ação (Figura 9), o que pode resultar em fadiga devido ao uso excessivo desses músculos (Zuil-Escobar et al., 2018).



Fonte: Zuil-Escobar et al., 2018.

É importante destacar que nem todas as palmilhas são eficazes na correção do pé chato. As palmilhas de silicone, por exemplo, são produtos genéricos encontrados facilmente, porém, devido à sua fabricação padronizada, não oferecem suporte adequado para tratar o pé chato. Em contrapartida, as palmilhas ortopédicas customizadas são confeccionadas de acordo com as características específicas de cada pé, proporcionando alívio para dores e desconfortos. Essas palmilhas sob medida oferecem suporte customizado, contribuindo para o equilíbrio dos pés. Portanto, ao buscar a melhor opção para o pé chato, é recomendável escolher as palmilhas ortopédicas sob medida (Martinez, 2022).

4.2.3 Pé cavo

De acordo com Seaman et al. (2021), o pé cavo é caracterizado por um arco longitudinal médio alto e é uma condição presente em até 15% da população, pode alterar a pressão plantar e está associada à função neurológica intacta, mas pode se manifestar de maneira mais unilateral, relacionada a má consolidação óssea, síndrome compartimental (Figura 10), lesão do nervo fibular, instabilidade do retro pé, ou outras causas, incluindo más formações não tratadas ou parcialmente tratadas, bem como razões idiopáticas.

Figura 10 – Pé cavo.



Fonte: Krähenbühl et al., 2019.

O emprego de palmilhas customizadas é uma recomendação no âmbito dos tratamentos conservadores. Essa abordagem visa proporcionar benefícios ao paciente, uma vez que esse tipo de palmilha têm a capacidade de fornecer estabilidade e amortecimento ao pé. Elas compensam áreas com menor apoio e distribuem de maneira mais eficiente a pressão plantar. O objetivo primordial dessas palmilhas é alcançar um equilíbrio na distribuição da pressão plantar, contribuindo significativamente para a melhoria do quadro do pé cavo (Seaman et al., 2021).

4.2.4 Neuropatia diabética periférica (NDP)

Diabetes Mellitus (DM) é um distúrbio metabólico de origem múltipla, decorrente de alterações na produção e/ou utilização de insulina. Estimativas para 2030 apontam que o número de indivíduos com DM, com idade superior a 64 anos, será superior a 82 milhões em países em desenvolvimento e ultrapassará 48 milhões em países desenvolvidos (Bogliolo, 2021).

Uma das principais complicações associadas ao DM é a NDP, resultante de lesões nos nervos periféricos. Essa condição afeta diferentes tipos de fibras nervosas nos membros inferiores, manifestando-se por meio de sintomas como dor, parestesia e redução da sensibilidade cutânea. Esse comprometimento pode desencadear deformidades neuromusculares e pontos de pressão plantar aumentada (Kasznicki, 2014).

A NDP compromete significativamente a funcionalidade e a qualidade de vida dessa população, intensificando os fatores de risco para infecções, úlceras e

amputações nos pés. O diagnóstico da NDP é realizado por meio de exame neurológico anormal que identifica comprometimento sensório-motor periférico, decorrente da má condução nervosa (Bogliolo, 2021).



Figura 11 – Processo para formação da NDP.

Para prevenir a formação de pontos de alta pressão nos pés, que, devido ao quadro de NDP, podem resultar em calosidades, deformidades nos pés, amputação de dedos, ou até mesmo transmetatarsianos, é recomendado o uso de palmilhas ortopédicas customizadas. Mesmo na ausência de deformidades estruturais, a utilização de palmilhas é aconselhada para reduzir e amortecer os efeitos da tensão repetitiva (Bogliolo, 2021).

4.3 Tecnologias tridimensionais no desenvolvimento de palmilhas ortopédicas

4.3.1 Baropodometria

A baropodometria, derivada das palavras gregas "baros" (peso), "podos" (pé) e "metron" (medir), é o estudo da distribuição das pressões plantares através de uma plataforma de registro eletrônico. Nos últimos 20 anos, este método evoluiu consideravelmente devido a avanços contínuos em pesquisa e desenvolvimento de programas e plataformas de pressão mais eficazes (Rosário, 2014).

Fonte: Bogliolo, 2021.

O baropodômetro é um equipamento empregado no diagnóstico e avaliação da pressão plantar, registra os pontos de pressão exercidos pelo corpo, proporcionando uma abordagem repetível, quantificável, não invasiva e elucidativa para o indivíduo avaliado. O equipamento utiliza sensores resistivos, capacitivos e piezoelétricos, sendo capaz de medir as oscilações posturais, incluindo a estabilometria, que avalia o deslocamento do centro de pressão na fase estática e dinâmica do ciclo da marcha ou corrida (Silva, 2015).

As imagens geradas pelo software de análise apresentam uma variedade de cores (Figura 12), refletindo a diferença de pressão, e possibilitam a determinação da porcentagem do peso suportado por diferentes partes dos pés, bem como a relação de simetria entre eles. A técnica pode ser aplicada em fases estáticas e dinâmicas, permitindo uma análise em tempo real do desenvolvimento das pressões exercidas pela superfície plantar durante a marcha normal (Brugnera et al., 2018).



Figura 12 – Exemplo de medição baropodométrica.

Fonte: Baumfeld et al., 2021.

Os dados são apresentados de forma qualitativa, com informações sobre a morfologia da marcha, distribuição de pressão nos pés e deslocamento do centro de força, e quantitativa, incluindo tempo das fases da marcha, duração do passo, tempo de apoio em diferentes partes dos pés, forças verticais e pressão ao longo do passo (Brugnera, 2018).

Utilizando os dados obtidos pela baropodometria, é possível mapear com precisão as áreas de maior pressão nos pés dos indivíduos, identificando desequilíbrios e pontos de carga excessiva. Essas informações são valiosas no design customizado de palmilhas ortopédicas, permitindo a criação de modelos tridimensionais que se ajustam especificamente às necessidades de cada usuário. A incorporação desses dados na fabricação de palmilhas customizadas possibilita não apenas uma adaptação mais precisa à anatomia do pé, mas também a consideração de aspectos dinâmicos durante o ciclo da marcha.

4.3.2 Escaneamento tridimensional

No escaneamento tridimensional (3D), o princípio é semelhante ao de uma câmera convencional, onde são capturadas várias fotos de um mesmo objeto, de vários ângulos diferentes, e todas essas serão combinadas, para que seja obtido um modelo virtual 3D (Chromy et al., 2014).

O escaneamento 3D tem como meta principal a geração de uma imagem tridimensional por meio da coleta de informações sobre a distância de cada ponto na superfície do objeto. Durante o escaneamento, a câmera registra cada ponto atingido pelo feixe de luz, armazenando suas coordenadas tridimensionais na memória do computador responsável pelo processo (Medina et al., 2018).

As imagens, obtidas de diferentes perspectivas, são sobrepostas parcialmente em cada tomada, possibilitando a reconstrução minuciosa e completa do modelo digitalizado, abrangendo toda a sua superfície. As coordenadas definem a localização espacial dos pontos, contribuindo para a reconstrução digital no computador de escaneamento e resultando no modelo 3D integral do objeto (Medina et al., 2018).

A resolução da imagem no escaneamento de uma anatomia fundamental para o desenvolvimento de um dispositivo customizado requer atenção especial (Figura 13). O dispositivo não pode alcançar uma resolução superior à da imagem da anatomia, que serve como base para o projeto. Assim, todo o desenvolvimento é realizado com base na imagem de maior resolução no projeto (Chromy et al., 2014).



Figura 13 – Diferentes resoluções de scanners para obtenção de uma mesma imagem 3D.

Fonte: Hamidi et al., 2021.

A primeira etapa para a produção de um dispositivo médico customizado utilizando técnicas de impressão 3D é a obtenção de uma imagem anatômica. Essa imagem orientará o desenvolvimento do dispositivo com base nas medidas precisas da anatomia do usuário, garantindo, assim, uma personalização adequada. Apesar das diferenças entre os scanners 3D disponíveis, a maioria apresenta uma precisão suficiente para aplicações no corpo humano. Uma malha mais densa proporciona uma representação mais fiel à anatomia do paciente, enquanto uma menor resolução resulta em um arquivo mais leve e facilmente editável (Cazon et al., 2014).

No desenvolvimento de dispositivos customizados para a anatomia humana, os elementos cruciais em um sistema de escaneamento 3D abrangem a taxa de aquisição, a precisão da imagem digitalizada, a resolução do equipamento e a usabilidade eficaz. A velocidade de aquisição assume importância significativa, especialmente em situações em que os pacientes precisam adotar posturas desconfortáveis ou quando enfrentam dificuldades em estabilizar o segmento anatômico (Santos et al., 2017).

4.3.3 Arquivo formato STL

O formato de arquivo *Standard Tessellation Language* (STL) foi desenvolvido em 1988 pela *Albert Consulting Group* sob a demanda da *3D Systems Inc.*, dos Estados Unidos, a primeira aplicação desse arquivo foi na tecnologia estereolitografia, atualmente esse arquivo é comum para todas as tecnologias de MA. Desde então, esse formato se estabeleceu como o padrão para a transmissão de dados no campo da Manufatura Aditiva (MA), sendo amplamente utilizado para interagir com diversos processos. Esse formato descreve as superfícies de um modelo sólido por meio de uma malha de triângulos. Em casos simples, como o de uma caixa (Figura 14), suas superfícies podem ser representadas por doze triângulos. A complexidade da superfície determina a quantidade de triângulos necessários, sendo que superfícies mais complexas resultam em maior número de triângulos (3D Systems, 2019).



Figura 14 – Representação de cubo em CAD e em STL.



A definição de arquivos STL é determinada pelo tamanho dos triângulos da representação, portanto, pelo número total de triângulos que compõem a superfície de um sólido. Um tamanho menor dos triângulos corresponde a um número maior de triângulos para representar uma dada geometria, o que acarretará também na necessidade de um maior poder computacional para manuseio do arquivo de impressão. Já no caso de triângulos muito grandes, esse poder computacional necessário diminui, mas diminuem a definição da superfície do modelo 3D, como já pudemos perceber na Figura 13 (3D4growth, 2018).

Por mais que a representação de uma geometria em STL na grande maioria das vezes seja algo simples, há casos em que o arquivo STL apresenta algumas falhas, na grande maioria das vezes estão relacionadas às falhas na geração dos triângulos decorrentes, aos algoritmos dos sistemas CAD (Desenho Assistido por Computador) serem pouco robustos ou ineficientes e também a problemas originados na modelagem. Isso leva à necessidade de utilização de ferramentas de
pré-processamento para o reparo dessas falhas e a melhoria da malha de triângulos (Volpato, 2017).

Ainda segundo Volpato (2017) as principais classes de problemas que podem ser observadas em arquivos STL são:

Malhas com falhas ou aberturas por falta de triângulos: Por objetos perfeitamente fechados entendemos aqueles sólidos gerados por CAD, sem áreas não "cobertas" por triângulos. Na prática, analisando uma superfície de modelo tridimensional aberta, consegue-se ver o interior do sólido. Isso representaria uma abertura que não permitiria que a geometria 3D fosse manufaturada da maneira correta. Na Figura 15 é possível observar um caso ilustrativo que representa essa falha no STL.

Figura 15 – Malha STL com falha de abertura na sua composição.



Fonte: Adaptado de 3D4growth, 2018.

 Interseção de triângulos: Quando dois ou mais triângulos se intersectam, ferem as regras de compartilhamento de vértice-vértice como vemos na Figura 16. Isso pode acontecer principalmente nas bordas de alguns modelos, resultado da não limitação das superfícies que se cruzam. A correção é feita eliminando-se os triângulos que se encontram nessas condições, refazendose a malha. Isso pode ser realizado por sistemas computacionais específicos, mas há sempre o risco de perder informações da geometria original.



Figura 16 – Falha de interseção de triângulos.

Fonte: Volpato, 2017.

Inversão dos vetores normais: Quanto às normais são invertidas, deve-se verificar se a direção da face externa de todos os triângulos que compõem o modelo 3D está direcionada para o exterior do modelo e não para o interior. Pois a máquina de MA deve ter coordenadas precisas para localizar o interior e o exterior do sólido. A Figura 17, traz a representação de dois modelos 3D, o da esquerda mostra o problema de inversão dos vetores normais, já a da direita representa a mesma geometria depois de passar por correção.





Fonte: Volpato, 2017.

Considerando a complexidade de cada geometria única e o número desproporcional de triângulos na superfície, seria impossível identificar e corrigir manualmente quaisquer erros nos modelos 3D. Por isso, geralmente são utilizados

softwares específicos capazes de realizar operações de correção automática dos principais erros em arquivos STL (3D4growth, 2018).

4.3.4 Sistemas CAD e CAM

As técnicas de CAD e CAM são consideradas fundamentais na era atual da industrialização. Elas possibilitam o desenvolvimento de desenhos 2D, a modelagem 3D de produtos complexos, bem como a comunicação eficiente com outros softwares. O processo de desenvolvimento de projetos utilizando sistemas CAD e CAM pode ser dividido em duas etapas cruciais (Figura 18) (Baroudi et al., 2015).



Figura 18 – Representação do sistema (a) CAD e (b) CAM.

Inicialmente, tem-se a modelagem do dispositivo em ambiente virtual CAD, onde ocorrerá a definição de todos os parâmetros relacionados ao design e à geometria do modelo. Nessa fase, é essencial levar em consideração os requisitos do projeto para que se possa atender a todas essas especificações (Alghazzawi, 2016).

A segunda parte do desenvolvimento é a utilização dos softwares CAM, que realizarão o planejamento da manufatura do dispositivo a partir de uma tecnologia específica. Geralmente, essas tecnologias podem ser do tipo subtrativas ou aditivas, e a escolha por esses tipos de manufatura deve ser feita de acordo com as necessidades do projeto (Alghazzawi, 2016).

Fonte: Basumallick, 2022.

Diante disso, podemos afirmar que as principais vantagens dos sistemas CAD e CAM, estão associadas à customização de procedimentos e modelos com menores custos associados, possibilitando a precisão e complexidade dos modelos (Baroudi et al., 2015). Esse sistema revela-se essencial no desenvolvimento de produtos médicos, como palmilhas ortopédicas, pois permite o planejamento da estrutura conforme as demandas específicas de cada tratamento, considerando fatores como o formato do pé, padrões de pressão plantar e características biomecânicas individuais.

4.4 Metamateriais e Microestruturas

Metamateriais são materiais projetados com estruturas artificiais específicas para conferir propriedades que não são encontradas em materiais naturais. Ao contrário dos materiais convencionais, cujas propriedades dependem da composição química, os metamateriais são definidos pela disposição e geometria de suas estruturas internas. Esses materiais podem ser projetados para maximizar características como deslocamento, compressão ou rotação, dependendo da aplicação desejada. A ideia central por trás dos metamateriais foi inicialmente introduzida em 1968 pelo físico russo Victor Veselago para interagir com campos eletromagnéticos, tendo seu primeiro sucesso em 2000 pelos pesquisadores da Universidade de Duke (Zadpoor, 2016).

Os metamateriais mecânicos constituem uma forma particular de metamaterial com propriedades mecânicas distintas, fundamentadas em sua estrutura. Esses materiais são categorizados com base em suas quatro constantes elásticas: módulo de Young (E), módulo de cisalhamento (G), módulo volumétrico (K) e coeficiente de Poisson (v) (Yu et al., 2018).

A produção de materiais com propriedades mecânicas diferenciadas abre novas perspectivas na fabricação de peças e equipamentos. Os metamateriais mecânicos podem apresentar respostas notáveis, como alta razão entre resistência e densidade, capacidade de absorção de energia (amortecimento) (Figura 19) e ótima resiliência (Surjadi et al., 2019). **Figura 19** – Uma força de compressão transformada em movimento linear e rotacional pela estrutura de metamaterial.



Fonte: Anvar et al., 2023.

O controle das micro e nanoestruturas tornou-se economicamente viável devido ao rápido crescimento das técnicas de manufatura, como impressão 3D, fotolitografia e litográficos de nova geração, gravura a seco, gravura química e micro usinagem a granel úmida (Barchiesi et al., 2019). Destacadamente, as técnicas de MA, desempenham um papel fundamental na produção dos metamateriais mecânicos, sendo abordadas com mais detalhes posteriormente.

4.4.1 Geometrias de metamateriais.

4.4.1.1 Estrutura Kirigami

As estruturas desses metamateriais buscam inspiração nos padrões tradicionais da arte japonesa, notadamente no origami, onde as palavras "oru" e "kami" significam "dobrar" e "papel", respectivamente. Outra influência é o kirigami, originado de "kiru" (cortar) e "kami" (papel). A aplicação destes padrões resulta em deformações mecânicas que conferem propriedades desejáveis, como multiestabilidade, deformações de grande amplitude, rigidez programável, morfologia estática e coeficiente de Poisson negativo (Surjadi et al., 2019).

Os metamateriais inspirados pela arte do kirigami envolvem a introdução de cortes em materiais laminados, proporcionando melhorias significativas no

alongamento e na durabilidade do componente. A abordagem kirigami apresenta-se como um método flexível para projetar e controlar as propriedades elásticas de materiais laminados (Figura 20) (Isobe et al., 2016).



Figura 20 – Maçaneta que utiliza metamateriais.

Fonte: Hollister, 1992.

4.4.1.2 Estrutura Honeycomb/Re-entrant

A estrutura honeycomb, também conhecida como favo de mel, já é bastante utilizada em estruturas sanduíches da indústria aeroespacial. Uma característica notável desse projeto é sua compressibilidade linear negativa, indicando que expande em pelo menos uma direção quando sujeita a pressão de compressão (DONG et al., 2019). Além disso, estudos demonstraram o potencial de absorção de energia de uma honeycomb hiperelástica fabricada por impressão 3D (Figura 21) (Bates et al., 2016).

Figura 21 – Exemplo de estruturas honeycomb fabricada por manufatura aditiva.



Fonte: Bates et al., 2016.

A re-entrant honeycomb é uma adaptação derivada da estrutura honeycomb original (Figura 22). Essa adaptação confere à estrutura um coeficiente de Poisson negativo, proporcionando a esses materiais a capacidade única de apresentar deformação lateral positiva ao serem esticados e deformação lateral negativa ao serem comprimidos (Dong et al., 2019). Diversos pesquisadores têm direcionado seus estudos para essa estrutura, destacando-se as contribuições de Wang et al. (2019), que introduziram um novo design, enfatizando sua eficácia na absorção de impacto em situações de baixas velocidades.





Fonte: Barrioni et al., 2016.

4.4.1.3 AuxHex

O AuxHex é uma estrutura que combina elementos das estruturas honeycomb e re-entrant. Enquanto a honeycomb hexagonal clássica possui um coeficiente de Poisson positivo e a estrutura re-entrant apresenta um coeficiente de Poisson negativo, a fusão dessas duas resulta em uma estrutura com coeficiente de Poisson zero, isso implica que a estrutura permanece praticamente inalterada nas direções perpendiculares à força aplicada, evitando deformações indesejadas (Del Broccolo et al., 2017).

Xu et al. (2019) realizaram estudos utilizando a estrutura AuxHex 2D produzida por MA em Nylon (Figura 23a). Os resultados indicaram que a manipulação dos parâmetros da estrutura celular pode levar a três faixas distintas de valores de Poisson: positivo, negativo ou zero. Uma evolução recente é a estrutura AuxHex 3D desenvolvida e analisada por Guo (2020) (Figura 23b).



Figura 23 – a) Estrutura AuxHex 2D; b) Estrutura AuxHex 3D.

Fonte: a) Xu et al. 2019; b) Guo 2020.

Guo (2020), utilizou a MA, estudos numéricos e experimentais encontrando uma estrutura final com coeficiente de Poisson zero. Os resultados obtidos destacaram uma capacidade aprimorada de absorção de energia em comparação com a estrutura re-entrant.

4.4.1.4 Estrutura Quiral

A concepção inicial dos metamateriais quirais remonta a Wojciechowski (1989), mas sua implementação prática se deu através da criação de uma estrutura quiral em forma de favo de mel hexagonal por Prall e Lakes (1997). Estes metamateriais, predominantemente, exibem valores negativos do coeficiente de Poisson, mas possuem a flexibilidade de serem configurados para apresentar valores positivos e nulos. Além disso, têm a capacidade de serem fabricados tanto em estruturas bidimensionais quanto tridimensionais (Figura 24) (Frenzel et al., 2017).

Figura 24 – Exemplos de estruturas quirais. a) Estruturas quirais em 2D; b) Estruturas quirais em 3D.



Fonte: Adaptado de Barrioni et al., 2016.

Estas estruturas de metamateriais vêm cada vez mais sendo estudadas, por exemplo, Qi et al. (2019), por meio de simulações por elementos finitos, exploraram uma configuração quiral híbrida que combina as geometrias tetraquiral e antitetraquiral, apresentando notável capacidade de absorção de energia em estruturas sandwich. Já Frenzel et al. (2017) desenvolveram uma estrutura quiral 3D utilizando resina fotossensível IP por meio da impressão 3D. Essa estrutura, quando comprimida, realiza uma rotação, podendo ser empregada para alterar a direção de campos de força.

4.4.2 Método de elementos finitos (MEF)

O MEF é uma técnica discreta de solução aproximada para uma variedade de problemas de engenharia, abrangendo desde a análise de tensões e transferência de calor até o estudo de fenômenos eletromagnéticos e escoamento de fluidos. Essa abordagem é empregada em diversas áreas, como na indústria, pesquisas, desenvolvimento de produtos entre outras, sempre visando minimizar custos e otimizar o tempo dedicado ao desenvolvimento de projetos (Alves Filho, 2018).

Ao utilizar o MEF em estruturas complexas, busca-se uma solução aproximada que simula a estrutura como uma montagem de elementos, cada um com um comprimento finito. Essa subdivisão da estrutura é representada por um conjunto de elementos finitos, conectados em pontos designados como nós do modelo. O objetivo fundamental do MEF é transformar o domínio de integração contínua do problema em uma região discreta composta por pequenos elementos, formando a malha (Figura 25). Essa malha, composta por faces e nós, representa os pontos de ligação e interseção entre os elementos, proporcionando uma abordagem eficiente para solucionar problemas complexos (Coutinho, 2014).



Figura 25 – Geometria discreta em nós e elementos.

Após a criação da malha, as equações matemáticas que descrevem o comportamento físico são resolvidas aproximadamente para cada elemento. A precisão do método está diretamente relacionada ao número de nós e elementos, bem como ao tamanho e tipo da malha. Ao aumentar o número de elementos, melhora a representação das características estruturais, mas esse aprimoramento vem acompanhado de problemas para a resolução dessas inúmeras equações (Alves Filho, 2018).

Para a resolução das equações matemáticas de cada elemento da malha, podem ser utilizados os sistemas CAE (Engenharia Assistida por Computador), esses softwares viabilizam a simulação e o estudo de diferentes estruturas de forma otimizada, possibilitando a aprovação ou não de determinado modelo, mediante as condições de esforços empregadas. Essa fase é importante para a otimização dos projetos, uma vez que as características mecânicas e estruturais são determinadas com precisão, contribuindo para a eficiência e qualidade final do produto (Jacotti et al., 2014).

O fluxograma apresentado na Figura 26 esquematiza o processo de análise pelo MEF. Essa representação visual auxilia na tomada de decisões durante a execução de projetos que empregam o método, permitindo simulações

Fonte: ESSS, 2016.

computacionais e, consequentemente, reduzindo a necessidade de protótipos físicos, resultando em uma significativa economia de recursos e tempo (Yang, 2017).



Figura 26 – Fluxograma utilizado pelo software CAE na análise por MEF.

Fonte: Barrioni et al., 2016.

O MEF é uma ferramenta de extrema importância e ao mesmo tempo de grande complexidade. Nele é possível fazer desde análises de sistemas mais simples, até os mais complexos. Para modelos mais complexos a resolução do problema pode demorar cerca de dias (dependendo da capacidade computacional). Sendo assim é importante conhecer bem o modelo a ser testado, a capacidade do computador, e as condições que podem ser adotadas no modelo. Algumas simplificações na geometria podem reduzir bastante o tempo de processamento, claro que se deve levar em conta que não se pode simplificar demais a ponto de perder confiabilidade dos resultados (Yang, 2017).

4.5 Manufatura aditiva (MA)

A MA é um método de produção que se destaca por adicionar material em camadas sucessivas, utilizando informações diretamente derivadas de uma representação geométrica computacional 3D do componente. Geralmente, essa representação é originada de um modelo geométrico 3D gerado por um sistema CAD. Esse processo inovador permite a fabricação de componentes físicos utilizando uma variedade de materiais, em diferentes formas e com base em diversos princípios. Em comparação com os métodos tradicionais de fabricação, a construção por meio da MA é totalmente automatizada e ocorre de forma consideravelmente mais rápida (Volpato, 2017).

Um aspecto significativo da MA é a sua alta capacidade de automação, o que reduz a necessidade de intervenção direta de um operador durante o processo. A participação do operador está restrita ao início e ao final do procedimento. No início, o operador realiza tarefas como a preparação do arquivo, configuração do equipamento, escolha de parâmetros, alimentação de materiais, entre outros processos. Já no final do processo, são realizadas atividades de pós-processamento, como limpeza, remoção de suportes, entre outros procedimentos. Durante a fabricação, a máquina extrai informações diretamente do arquivo do modelo em 3D desejado, garantindo precisão e eficiência no processo (Gibson et al., 2010).

4.5.1 Etapas da MA

A integralidade do processo de desenvolvimento de um produto por meio da Manufatura Aditiva (MA) pode ser executada utilizando uma única máquina. Para isso, é essencial seguir oito etapas distintas (conforme representado na Figura 27) para a transformação do arquivo digital no formato STL em um produto. As oito fases foram descritas por Volpato (2017) como:

 Desenvolvimento CAD: O processo inicia-se com a criação de um modelo 3D no software CAD, fornecendo uma descrição completa da geometria da peça. Embora geralmente realizado por softwares CAD, o arquivo de saída deve ser um sólido 3D ou representação de superfície, predominantemente no formato STL. Exportação do arquivo CAD em STL: A maioria das máquinas de MA aceita o formato STL, e todos os softwares CAD têm a capacidade de exportar arquivos nesse formato. Essa etapa viabiliza a compatibilidade entre o modelo criado e as máquinas de MA.

 Correções do arquivo STL: Utilizando softwares especializados em manipulação de malhas STL, ajustes podem ser realizados no arquivo, incluindo mudanças de orientação, posição e correções dimensionais necessárias para a construção subsequente.

 Geração do g-code para máquina: Nesta etapa, todos os parâmetros de fabricação são definidos, incluindo a escolha da tecnologia de MA, os materiais a serem utilizados e a realização do processo de fatiamento do modelo 3D em camadas 2D. O arquivo g-code gerado servirá como um guia para a máquina, permitindo a deposição precisa e sucessiva dessas camadas, resultando na fabricação do produto final em 3D.

 Construção: O arquivo g-code é transferido para a máquina, iniciando a fase de fabricação. Essa etapa é automatizada, com intervenção mínima do operador, responsável apenas por monitorar superficialmente a máquina para evitar possíveis erros, como falta de material ou falhas de software.

 Remoção da peça da plataforma de fabricação: Após a conclusão da construção, as peças são cuidadosamente removidas da plataforma. Essa etapa demanda maior atenção do operador para evitar acidentes, garantindo temperaturas seguras e verificando a ausência de peças em movimento ativo.

 Pós-processamento: Dada a possibilidade de fragilidade da peça, esta fase exige a habilidade de um operador experiente. Inclui a limpeza da peça, possíveis passos de pós-cura para alcançar características mecânicas desejadas, e a remoção de suportes criados durante a fabricação.

 Aplicação: Com a peça pronta, passa-se para a utilização final. Uma análise minuciosa do funcionamento e desempenho da peça é realizada, avaliando a necessidade de retroceder em alguma etapa para aprimorar o projeto e atender aos requisitos estabelecidos.



Figura 27 – Etapas do processo de MA.

Fonte: Adaptado de Gibson et al., 2010.

4.5.2 Tecnologias existentes na MA

No decorrer do avanço da tecnologia da MA, observou-se a utilização de diversos termos e definições, muitas vezes vinculados a áreas de aplicação específicas e marcas registradas. Essa diversidade terminológica resultou em ambiguidades e confusões, constituindo um obstáculo para a comunicação eficaz e a aplicação generalizada dessa tecnologia. Com o intuito de promover a comunicação mais fluida entre os envolvidos nesse campo tecnológico em escala global, a norma ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018 padronizou as terminologias relacionadas à MA (Tabela 1).

| Processo | Definição | | |
|-------------------------------------|--|--|--|
| Jateamento de ligante | Um agente de ligação líquido é depositado seletivamente unindo materiais em pó | | |
| Deposição de energia direcionada | Uma energia térmica concentrada é usada para fundir materiais por fusão à medida que são depositados | | |
| Extrusão de material | Onde o material é extrudado seletivamente através de um bico ou orifício | | |
| Jateamento de material | As gotículas de material de construção são colocadas seletivamente | | |
| Fusão em leito de pó | Processo onde a energia térmica funde seletivamente regiões de um leito de pó | | |
| Laminação de folha | Processo no qual folhas de material são empilhadas para formar uma peça | | |
| Fotopolimerização em cuba | Processo no qual o fotopolímero líquido em uma cuba é curado seletivamente por polimerização ativada por luz | | |

Tabela 1 – Categorias dos processos de MA e suas definições.

Fonte: Adaptado ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018, 2018.

Uma das considerações fundamentais para a aplicação da MA como técnica no desenvolvimento de produtos para saúde é a escolha da tecnologia de fabricação adequada. Nesse contexto específico, algumas considerações ganham destaque para uma decisão acertada. Inicialmente, é importante analisar o modelo digital e optar por uma tecnologia que se ajuste à geometria específica do modelo. Dado que, em muitos casos, a base será a estrutura anatômica individual do paciente, é necessário garantir uma precisão adequada no processo de fabricação. Em seguida, é essencial estabelecer a tecnologia de fabricação de forma a minimizar complicações ao longo de todo o ciclo de produção, desde a fase do CAM até o pósprocessamento. Além disso, outra consideração relevante é a análise do tempo de fabricação, pois algumas tecnologias podem demandar mais tempo em comparação com outras (Saleh, 2013).

4.5.3 Modelagem por fusão e deposição (FDM)

A tecnologia FDM é uma das mais importantes e pioneiras tecnologias na área de MA. Foi desenvolvida em 1988, e o primeiro equipamento foi comercializado no início de 1992, pela empresa Stratasys Ltd. Estados Unidos (De Assis et al., 2010). É o método mais utilizado dentre todas as técnicas de MA para a fabricação de peças poliméricas, pois tem a capacidade de fabricar peças com boas propriedades mecânicas (Stratasys, 2013).

O processo FDM é baseado na deposição de material que originalmente está em forma de filamento disposto em uma bobina. O processo de extrusão ocorre quando esse filamento é tracionado por um motor de passo até o bico calibrado, que está aquecido a uma temperatura pré-determinada, variando de acordo com o material utilizado, fazendo com que o filamento plástico adquira uma forma pastosa. Para que ocorra a adição sucessiva de camadas desse filamento, o cabeçote extrusor é montado sobre um sistema com movimentos controlados no plano X-Y. Este sistema, por sua vez, funciona sobre uma plataforma de construção constituída por um mecanismo elevador que se desloca para baixo na direção do eixo Z ao término de cada camada, numa distância equivalente à espessura de uma camada (Figura 28) (Volpato, 2017).



Figura 28 – Princípio de operação de máquinas FDM.

Fonte: Adaptado de Volpato, 2017.

Teoricamente, qualquer material que possa ser levado a uma temperatura tal, em que saia do estado sólido para um estado pastoso e depois endurecido novamente por uma ação física ou química, pode ser utilizado como matéria prima para essa tecnologia de MA. Assim percebe-se que a temperatura do bico de extrusão irá depender diretamente do tipo de material com qual está sendo trabalhado. A solidificação entre camadas deve ser rápida o suficiente para que quando a próxima camada for depositada na anterior, a adesão entre as duas seja a melhor possível, formando uma peça que atenda aos parâmetros mecânicos esperados (Saleh, 2013).

4.5.4 Materiais flexíveis utilizados na MA FDM

Pesquisas atuais no campo da MA, visam desenvolver materiais com o intuito de superar as limitações existentes, especialmente em relação à dureza do produto final. O objetivo é tanto reduzir a fragilidade quanto alcançar materiais com diversas flexibilidades e elasticidades para uma ampla gama de aplicações. Esses materiais flexíveis e elásticos estão expandindo significativamente as possibilidades de utilização e contribuindo positivamente para o crescimento do mercado de polímeros (Nowacki et al., 2021).

Os polímeros flexíveis e elásticos apresentam propriedades mecânicas distintas em comparação com outros materiais de MA, o que influencia sua definição e caracterização. Uma dessas propriedades é a dureza que é quantificada em Shore A, ao contrário dos outros materiais, que são normalmente medidos em Shore D. Um valor maior na escala Shore A indica maior rigidez do material. A tenacidade é geralmente avaliada pela resistência ao rasgo, diferentemente dos materiais duros e robustos, onde a resistência ao impacto é utilizada como parâmetro de tenacidade (Nowacki et al., 2021).

A Tabela 2 abaixo apresenta uma comparação entre a classificação de dureza dos materiais flexíveis disponíveis para a MA FDM.

| Dureza do Shore A | Característica | | |
|-------------------|---|--|--|
| Flexível 98-95A | Filamentos rígidos | | |
| Flexível 93A | Filamentos semirrígidos | | |
| Flexível 90A | Filamentos semiflexíveis | | |
| Flexível 89-82A | Filamento com boa flexibilidade | | |
| Flexível 70A | Filamento altamente elástico. | | |
| Flexível 60A | Filamento mais elástico e macio de toda a gama. | | |

 Tabela 2 – Característica dos materiais flexíveis e suas características.

Fonte: Materializa, 2024

Como discutido nos trabalhos de Tang et al. (2014) e Collings et al. (2020) um objetivo válido na criação de uma palmilha ortopédica é corrigir a área de contato da interface do pé com o chão, e para isso, o ideal é utilizar materiais com rigidez entre 70 e 85 Shore A.

4.5.5 Parâmetro importantes para MA por FDM

Segundo Valente (2022) os principais parâmetros a serem observados quando da impressão 3D são: a altura de camada, orientação de impressão, a densidade de preenchimento e o padrão de preenchimento.

4.5.5.1 Altura da camada

A altura da camada é a altura exata de cada camada de material extrudado, por uma máquina de MA. Ao aumentar a altura da camada, o processo de impressão se torna mais rápido, pois, para atingir uma altura específica, o procedimento de impressão será repetido menos vezes. No entanto, isso pode resultar em uma diminuição da resolução e da qualidade final da peça impressa (Figura 29) (Grames, 2018).

A espessura da camada é definida pelo diâmetro do bico extrusor, sendo que as dimensões mais comumente utilizadas variam entre 0,1 mm e 0,3 mm, dependendo da qualidade pretendida e da finalidade da peça. Este parâmetro afeta a qualidade, o tempo de impressão, a resistência, entre outras características.



Figura 29 – Efeito da altura de camada na peça fabricada por MA.

Fonte: Adaptado de Volpato, 2017.

4.5.5.2 Orientação da impressão

A orientação é um fator determinante no processo de impressão 3D. Conforme Volpato (2017), essa etapa consiste em escolher como a peça será orientada em relação ao eixo principal de construção. A orientação determina o número de camadas e a quantidade de material de suporte necessário no processo. Ainda é ressaltado que a posição do modelo a ser fabricado interfere no tempo de fabricação, tornando o procedimento mais caro devido ao maior consumo de energia e material. A Figura 30 abaixo ilustra duas orientações distintas para o mesmo processo de impressão 3D.





Fonte: Grames, 2018.

4.5.5.3 Densidade de preenchimento

A porcentagem ou densidade de preenchimento refere-se à quantidade de material impresso que a peça terá no seu interior. É medido em porcentagem, podendo variar de 0% a 100% (Figura 31), sendo que, este segundo corresponde a uma peça completamente sólida, e o primeiro, diz respeito a uma peça apenas com

contorno. À medida que a porcentagem de preenchimento for aumentada, o objeto impresso se tornará mais pesado e resistente. Em contrapartida, o tempo e custo (gasto com material), será maior (Volpato, 2017).



Figura 31 – Diferentes taxas de preenchimento para peças fabricadas por MA.

Fonte: Adaptado de Grames, 2018.

4.5.5.4 Padrão de preenchimento

O preenchimento interno de um objeto impresso em 3D pode apresentar diversos padrões geométricos, que variam desde linhas retas ou cruzadas até desenhos complexos como favos de mel (honeycomb) (Figura 32). Esses diferentes padrões de preenchimento influenciam diretamente as resistências estruturais da peça, tanto à compressão quanto à tração. Além disso, eles afetam a relação custo/benefício em termos de material utilizado e tempo de impressão (Sajjad et al., 2019).

O estudo dos padrões de preenchimento, especialmente as geometrias de estruturas tridimensionais, têm sido amplamente realizados em aplicações biomédicas, como a fabricação de ossos artificiais, e na engenharia, visando obter peças leves e resistentes. Essas estruturas conferem excelentes propriedades mecânicas, especialmente à compressão, tornando-as ideais para diversas aplicações industriais e médicas (Zhang et al., 2015).



Figura 32 – Principais tipos de preenchimento para objetos fabricados por MA.

Fonte: Adaptado de Sajjad et al., 2019.

5 METODOLOGIA

O estudo foi conduzido no Laboratório de Tecnologias Tridimensionais (LT3D), que faz parte do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES) da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB), com a aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa, registrado sob o número CAAE 10308819.5.0000.5187. A pesquisa foi realizada em nove etapas metodológicas, resumidas no fluxograma mostrado na Figura 33.

A pesquisa iniciou-se com uma vasta revisão da literatura sobre o assunto e sobre as tecnologias utilizadas no desenvolvimento das palmilhas. Em seguida, duas etapas ocorreram em paralelo: o exame de baropodometria e o escaneamento 3D da anatomia do paciente.

Posteriormente, iniciou-se o tratamento da imagem do escaneamento, verificando se o modelo obtido era satisfatório. Em caso positivo, a pesquisa avançava para as próximas etapas; em caso negativo, o escaneamento 3D ou o exame de baropodometria eram refeitos para melhorar os resultados.

Com o modelo considerado satisfatório, foram levantados os requisitos da palmilha a partir dos dados obtidos no exame de baropodometria e de relatos do paciente. Com os requisitos definidos, iniciou-se o desenvolvimento CAD da palmilha, que foi avaliado novamente. Caso o design da palmilha não atendesse aos requisitos, o desenvolvimento CAD deveria ser refeito.

Com o CAD da palmilha definido na etapa anterior, o modelo foi simulado com o auxílio de softwares CAE para validar a estrutura de metamateriais utilizada, bem como o design da palmilha. Os resultados foram mais uma vez avaliados. Se estivessem de acordo com os requisitos, a pesquisa continuava; caso contrário, a etapa de simulação deveria ser refeita, ou até mesmo a etapa de desenvolvimento CAD, dependendo do caso.

Com todo o modelo da palmilha definido, simulado e validado, iniciou-se a etapa de planejamento CAM do modelo, preparando a palmilha para a próxima etapa, que é a de fabricação por MA, finalizando assim o fluxo de desenvolvimento das palmilhas ortopédicas customizadas.

Figura 33 – Fluxograma da metodologia utilizada no desenvolvimento da palmilha ortopédica.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

5.1 Fundamentação teórica

Nesta etapa, foi desenvolvida uma pesquisa bibliográfica em diversas fontes e bases de dados sobre a anatomia do pé humano, as patologias tratadas com palmilhas ortopédicas, as tecnologias 3D aplicadas no desenvolvimento de palmilhas, metamateriais e manufatura aditiva.

Além disso, foi conduzido um levantamento dos principais materiais flexíveis para MA FDM que se adequem ao propósito da construção da palmilha ortopédica, nesse levantamento as fichas técnicas desses materiais são avaliadas para observar os seus dados mecânicos de resistência à tração, alongamento e a dureza.

Com base nesses estudos, avançou-se para a próxima etapa, que envolve o exame de baropodometria.

5.2 Baropodometria

Após o levantamento de dados, foi realizada a baropodometria para avaliar a distribuição das pressões plantares tanto durante a marcha do paciente quanto de forma estática. Esse procedimento foi conduzido utilizando uma plataforma de baropodometria da marca Arkipelago®, modelo Footwork (Figura 34).



Figura 34 – Baropodômetro Footwork.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Inicialmente, foram inseridas no software embarcado do baropodômetro as informações básicas do paciente, como sexo, idade, altura em centímetros (cm) e peso em quilogramas (Kg). Algumas dessas informações são fundamentais, pois interferem diretamente nos cálculos da pressão plantar do paciente. Em seguida, iniciou-se o exame estático de baropodometria. O paciente foi orientado a pisar descalço sobre a plataforma, manter-se parado, olhar para frente e manter os braços juntos ao corpo.

O último exame é o teste dinâmico, no qual o paciente foi instruído a caminhar sobre a plataforma do baropodômetro. O caminhar deve ocorrer em duas passadas consecutivas: na primeira passada, o paciente deve pisar apenas com um dos pés e, na segunda, com o outro pé. O paciente deve caminhar de forma ereta e sempre olhando para frente para evitar interferências na aquisição dos dados.

Por fim, todos os dados coletados foram exportados para a etapa de análise do paciente. Esses dados são exportados tanto em formato de imagens quanto em relatórios.

5.3 Captação da anatomia digital do paciente

As imagens tridimensionais da anatomia do pé do paciente foram adquiridas por meio de escaneamento tridimensional, utilizando um scanner Einscan H da marca Shining3D® (Figura 35).



Figura 35 – Scanner 3D Einscan H.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Para assegurar a qualidade da imagem, foi necessário seguir um procedimento específico:

 o ambiente deve ter boa iluminação para evitar sombras que possam prejudicar a captura da imagem;

- o paciente deve permanecer imóvel, sendo orientado a não se mover da posição inicial e a permanecer sentado em uma cadeira com apoio para os braços e perna do pé a ser escaneado;
- o escaneamento deve ser realizado com movimentos translacionais e giros completos de 360° para cobrir toda a extensão dos membros.

Para o escaneamento específico da anatomia do pé do paciente, utilizada na produção de palmilhas, foi adicionado ao procedimento o uso de uma base padrão. Nessa base, o paciente colocou o pé e aplicou uma força similar a que exerce durante a passada, sobre um material transparente. Isso permite obter toda a anatomia da planta do pé do paciente simulando a marcha.

Após a obtenção das imagens, foi feita uma primeira análise por meio do software EXScan H (Figura 36) integrado ao equipamento, que segmenta a região do corpo pré-definida e elimina ruídos capturados no ambiente. Por fim, o arquivo de malha foi exportado no formato STL para o tratamento da geometria.





Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

5.4 Tratamento da imagem 3D

Na etapa de tratamento das imagens 3D da anatomia do paciente, o arquivo de malha geométrica STL foi importado para o software Autodesk Fusion 360® (Figura 37). Em seguida, foram realizadas várias etapas de desenvolvimento,

começando pelo alinhamento da malha nos planos X, Y e Z. Posteriormente, foi feita a correção e análise da malha triangular, seguida pela delimitação da área de interesse anatômica através dos planos de cortes e, por fim, a malha geométrica foi suavizada. Após a conclusão dessas etapas, o arquivo foi exportado novamente em formato STL.



Figura 37 – Autodesk Fusion 360 - Área de trabalho do software.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

5.5 Levantamento dos requisitos da palmilha

Após a definição da anatomia digital do paciente por meio de escaneamento 3D e o mapeamento da distribuição da pressão plantar através da baropodometria, iniciou-se a identificação dos requisitos necessários para o desenvolvimento das palmilhas customizadas. Esse levantamento foi essencial para garantir a eficácia das palmilhas na correção da pressão plantar, oferecendo uma abordagem individualizada que levasse em consideração as necessidades específicas de cada paciente.

Os requisitos foram estabelecidos com base em parâmetros orientadores para o desenvolvimento em CAD, considerando a patologia identificada. Um dos aspectos principais foi a correção da pressão plantar, que envolveu a identificação das áreas de sobrecarga e a redistribuição adequada da pressão. Essa redistribuição foi fundamental para evitar desconfortos e possíveis lesões causadas por uma distribuição inadequada da carga nos pés.

Além disso, a conformidade anatômica foi outro critério essencial. A palmilha foi projetada para se ajustar com precisão ao formato do pé do paciente, proporcionando suporte adequado. Esse ajuste anatômico permitiu um alinhamento mais eficiente dos pés, o que contribui diretamente para o sucesso do tratamento. Por fim, todas essas especificações direcionaram o processo de desenvolvimento para a criação de metamateriais no design da palmilha. Os metamateriais foram projetados para exibir propriedades mecânicas e funcionais customizadas, permitindo a redistribuição precisa da pressão plantar, o suporte localizado em áreas críticas e o amortecimento ajustado às necessidades específicas do paciente.

5.6 Desenvolvimento CAD da palmilha ortopédica

No desenvolvimento da palmilha ortopédica, primeiramente utilizou-se o software Autodesk Fusion 360[®], definindo na imagem a região de contato entre o pé do paciente e a palmilha. A partir desta região selecionada, definiu-se offset que é o espaçamento entre a palmilha e tecido mole do pé. Finalizando essa etapa, exportou-se essa superfície em um novo formato STL para o software Autodesk Inventor[®] (Figura 38), seguindo com o desenvolvimento da palmilha ortopédica.



Figura 38 – Autodesk Inventor: Área de trabalho do software.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Com o modelo da região de contato entre palmilha e anatomia importado no Autodesk Inventor®, foi iniciado a definição do design e da geometria da palmilha ortopédica, o contorno da palmilha foi definido de acordo com o arquivo do escaneamento da anatomia do paciente; a densidade dos metamateriais que compõem a palmilha e as alterações na superfície de contato foram definidas de acordo com distribuição da pressão plantar, identificada na baropodometria, e os incômodos relatados pelo paciente durante a marcha.

Após o desenvolvimento completo da palmilha ortopédica no software Autodesk Inventor®, o modelo final foi exportado em formato *Autodesk Inventor Objects* IPT para prosseguir com as etapas subsequentes do processo de desenvolvimento.

5.7 Simulação CAE da palmilha ortopédica

Na etapa de simulação CAE, primeiramente as informações levantadas sobre as propriedades mecânicas dos materiais de MA foram inseridas no software de simulação, para que as respostas retratem a utilização real da palmilha.

O arquivo IPT gerado na etapa 5.5 foi importado mais uma vez no software Autodesk Inventor® (Figura 39). No ambiente de simulação, foram adicionadas as cargas e as condições de contorno. A principal carga introduzida na análise é a do peso corporal do usuário e as pressões plantares obtidas na baropodometria, também foi utilizado a análise linear estática para o estudo.



Figura 39 – Autodesk Inventor - Área de trabalho do software.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

A simulação foi realizada para validar a geometria desenvolvida da palmilha. Caso o modelo não traga resultados satisfatórios, deve-se retornar a etapa de desenvolvimento CAD para que ajustes no modelo sejam realizados na tentativa de se alcançar os resultados desejados. Após a validação do modelo através da simulação CAE, este foi exportado em formato STL para as posteriores etapas de manufatura.

5.8 Planejamento CAM da palmilha ortopédica

O modelo digital da palmilha é importado no software IdeaMaker® (Figura 40) em formato STL para a execução da fase CAM. Nesta etapa, são configurados os parâmetros de impressão, incluindo:

- posicionamento do modelo na bandeja de impressão;
- altura da camada;
- determinação da estrutura de suporte;
- velocidade de impressão;
- número de paredes do objeto;
- temperaturas de bico e de mesa.



Figura 40 – IdeaMaker - Área de trabalho do software.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Concluída a etapa CAM com a definição de todos os parâmetros, estes foram exportados como arquivo código máquina (gCode), que foi utilizado na próxima etapa, a fabricação.

5.9 Fabricação da palmilha ortopédica

Com o arquivo gCode pronto na etapa anterior, este foi importado na impressora Raise E2 da marca Raise3D® (Figura 41). Após a fabricação, cujo tempo pode variar de acordo com os parâmetros escolhidos, inicia-se a fase de pós-processamento, que é dividida em três partes:

- 1. Remoção do modelo da bandeja de impressão;
- 2. Remoção do material de suporte;
- 3. Acabamentos finais.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

6.1 Seleção dos materiais para fabricação da palmilha

Os resultados preliminares da etapa de seleção dos materiais foram descritos na Tabela 3 e fornecem uma base sólida para as próximas fases do desenvolvimento da pesquisa, especialmente na fase CAM.

Tabela 3 – Dados mecânicos dos principais materiais flexíveis de MA FDM, para fabricação da palmilha ortopédica.

| Material | Marca | Dureza | Resistência à tração (MPa) | Alongamento (%) |
|-----------|----------------------|--------|-------------------------------|--------------------|
| Ultimaker | TPU 95A | 95A | 26 | 55 |
| SmartFil | FLEX 93A | 93A | 12,7 | 120 |
| FilaFlex | SEBS 90A | 90A | 83 | 147 |
| Basf | Ultrafuse TPU 85A | 85A | 34 | 320 |
| FilaFlex | Ultrasoft 70A | 70A | 32 | 550 |
| FilaFlex | 60A PRO | 63A | 26 | 950 |

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Esses resultados revelaram uma gama de características diferentes entre os materiais, desde alta resistência à tração até flexibilidade significativa. Por exemplo, o SEBS 90A é o material que demonstra a maior resistência à tração entre os mostrados na Tabela 3,83 MPa, porém um alongamento muito baixo, em torno de 147%, o que evidencia que o material tem uma baixa elasticidade. Essa baixa elasticidade na prática pode dificultar a adaptação do paciente devido ao desconforto ao utilizar a palmilha.

Por outro lado, o material 60A Pro exibe uma boa resistência à tração, em torno de 26 MPa, todavia apresenta um alongamento de 950%, o que pode dificultar o tratamento do paciente, pois no caso de uma elasticidade excessiva a palmilha não irá fornecer o apoio necessário para o pé do paciente.

Com base em observações iniciais, verifica-se uma consonância com os estudos de Tang et al. (2014) e Collings et al. (2020), indicando que a dureza ideal para a produção de palmilhas ortopédicas é de aproximadamente 70 Shore A.

Nesse contexto, conforme detalhado na Tabela 3, o material Ultrasoft 70A se destaca por apresentar a segunda maior resistência à tração, juntamente com um alongamento médio. Essas características conferem à palmilha boas propriedades de resistência, além de proporcionar um tratamento eficaz ao paciente, sem causar desconfortos.

Estas observações iniciais foram fundamentais, porém, será necessária uma validação por meio de simulação em software CAE aplicando condições reais de uso.

6.2 Baropodometria

O resultado obtido da baropodometria foi uma análise completa da pressão plantar do paciente, dividida em duas etapas, o exame estático e o dinâmico. Na fase estática, um dos dados obtidos foram os pontos de pressão máxima de cada pé (Figura 42).



Figura 42 – Análise 2D da pressão plantar máxima na análise estática.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

A primeira analise ao observar na imagem acima, é que quando em posição estática, o paciente não encosta o arco longitudinal lateral do pé esquerdo no chão. De acordo com a revisão bibliográfica, esta é uma condição de pé cavo, que causa um retropé compensatório, um mediopé inflexível e uma redução na absorção de impacto devido à compressão da fáscia plantar durante a marcha. Além disso, foi constatado que a pressão média no pé esquerdo é de 0,50 Kgf/cm² (49,03 KPa), enquanto que no pé direito é de 0,53 Kgf/cm² (51,97 KPa). A pressão máxima no pé esquerdo e direito são de 1,18 Kgf/cm² (115,72 KPa) e 1,28 Kgf/cm² (125,52 KPa) respectivamente.

Analisando os quadrantes da pressão plantar resultantes do exame estático (Figura 43), percebe-se que no pé esquerdo a distribuição do peso do paciente está correta de acordo com o padrão humano. No entanto, no pé direito, a distribuição do peso está mais à frente, com 55% do peso concentrado nessa área, embora o ponto de pressão máxima esteja na região posterior do pé. Observa-se também que, quando parado, o paciente coloca mais peso corporal no lado direito do corpo, resultado do fato de não encostar o arco longitudinal lateral do pé esquerdo no equipamento.



Figura 43 – Divisão da massa corporal do paciente.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

O software embarcado do baropodômetro fornece uma visualização 3D da pressão plantar no exame estático, o que facilita a análise dos pontos de maior pressão plantar (Figura 44).



Figura 44 – Análise 3D da pressão plantar máxima na análise estática.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Nos resultados do exame dinâmico, as conclusões obtidas no exame estático são reafirmadas. Ao avaliar o gráfico de pressão plantar máxima (Figura 45), constata-se que o paciente mantém o quadro de pé cavo no pé esquerdo, mesmo durante a marcha.

Como esperado, durante a marcha, os pontos de pressão máxima não estão no retropé, como visto no exame estático, mas sim no antepé. A pressão média nos dois pés foi de 1,32 Kgf/cm² (129,45 KPa), enquanto a pressão máxima durante o exame dinâmico no pé esquerdo e direito foi de 2,70 Kgf/cm² (264,68 KPa) e 3,02 Kgf/cm² (296,16 KPa), respectivamente.

Figura 45 – Análise 2D da pressão plantar máxima na análise dinâmica.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.
Assim como na análise estática, a análise dinâmica revela que o paciente apresenta uma pressão plantar máxima maior no pé direito. Devido ao quadro de pé cavo no pé esquerdo, o pé direito acaba sobrecarregado, o que traz alterações para a marcha e pode ocasionar problemas futuros também para o pé direito.

Ao analisar os gráficos das forças exercidas durante a marcha em função do tempo de contato do pé com o solo (Figura 46), observa-se que, no pé direito, a distribuição das forças segue o padrão esperado para a marcha humana. O retropé realiza a fase de contato inicial, aplicando menos força em comparação com a fase de pré-balanço, onde o antepé aplica uma força maior para dar a impulsão final e concluir a fase de apoio da marcha.

O aumento da força entre o contato inicial e o pré-balanço é gradual, pois no meio dessas duas etapas ocorre a fase do apoio medial, que, como o próprio nome sugere, é a etapa onde o médio pé sustenta a marcha, provocando esse crescimento gradual de força até a finalização da marcha.

Esse padrão não se observa no pé esquerdo, onde há uma queda da força exercida pelo pé entre as fases de contato inicial e pré-balanço. Isso ocorre devido ao diagnóstico de pé cavo no pé esquerdo do paciente. Essa distribuição inadequada de forças pode trazer problemas futuros, não apenas para o pé direito, mas para toda a marcha.



Figura 46 – Gráfico de força aplicada na marcha versus o tempo de contato do pé com o solo, (a) pé esquerdo e (b) pé direito.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

6.3 Escaneamento 3D e tratamento da imagem obtida

O resultado obtido da fase de escaneamento foi uma malha da anatomia do pé, que inicialmente foi obtida em formato de nuvem de pontos (Figura 47), para posterior conversão no arquivo STL utilizando o software EXScan.



Figura 47 – EXScan - Nuvem de pontos da anatomia escaneada do pé do paciente.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Ficou constatado que durante o escaneamento além da anatomia do paciente, foram capturadas algumas superfícies que não são de interesse definidas como ruídos (Figura 48). O arquivo STL foi então importado no Autodesk Fusion 360® para que esses ruídos fossem removidos (Figura 49).



Figura 48 - EXScan - Ruídos do escaneamento.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.





Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Além dos ruídos foi constato falhas na geração da malha geométrica, com a aberturas ou faltas de triângulos, gerando assim os vazios na malha que foram tratados e corrigidos no próprio Fusion 360.

Após a correção da malha, os arquivos foram alinhados nos planos e em seguida, foram feitos os cortes para delimitar a região de interesse. Por fim, foi feita uma suavização da malha. Após as correções obteve-se o modelo em STL pronto para o desenvolvimento das palmilhas customizadas (Figura 50).

Figura 50 – Autodesk Fusion 360 – Modelos da interface da anatomia com a palmilha.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

6.4 Desenvolvimento CAD da palmilha ortopédica

Inicialmente, foi definido o offset da base plantar do paciente, etapa realizada no software Autodesk Fusion 360®, determinando a área de contato entre a base plantar e a palmilha, considerando um espaçamento de 2 milímetros como offset. Essa medida foi escolhida por ser suficiente para acomodar variações anatômicas sutis e garantir um encaixe confortável e funcional entre a anatomia do paciente e a superfície interna da palmilha.

Com a superfície de contato definida, iniciou-se a elaboração da base da palmilha no software Autodesk Inventor®. Nessa etapa, foi desenvolvido o contorno externo da palmilha, assegurando a compatibilidade com calçados. O formato da base foi ajustado conforme o arquivo do escaneamento 3D, mantendo a precisão necessária para a customização. A base da palmilha foi projetada para ser o ponto de interface entre a palmilha e o calçado utilizado, garantindo estabilidade (Figura 51).





Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Na sequência, o modelo customizado da base plantar do paciente foi integrado à base paramétrica da palmilha, essa junção possibilitou a construção do design geral da palmilha, combinando a personalização anatômica com uma estrutura paramétrica estável e funcional (Figura 52). Esse design inicial forneceu a estrutura básica necessária para as etapas subsequentes.



Figura 52 – Design geral da palmilha ortopédica

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Com base no levantamento bibliográfico, foram selecionadas três estruturas principais de metamateriais; Honeycomb, Re-entrant e Auxhex, como as mais indicadas para fabricação por MA utilizando a técnica FDM. Cada uma dessas estruturas foi estudada em três diferentes densidades, considerando que as densidades menores conferem maior flexibilidade e as maiores resultam em maior rigidez. Essa abordagem permitiu ajustar a palmilha às necessidades biomecânicas específicas do caso clínico.

Para o caso estudado, verificou-se a necessidade de corrigir um quadro de pé cavo no pé esquerdo, enquanto o pé direito apresentava condições normais que precisavam ser preservadas. A palmilha do pé esquerdo foi desenvolvida com diferentes graus de flexibilidade, alcançados por meio da variação da densidade dos metamateriais. Nas áreas do ante pé e do retro pé, foi aplicada uma menor densidade buscando maior flexibilidade, enquanto no médio pé, uma densidade mais elevada foi aplicada, para se obter menor flexibilidade, permitindo a formação adequada do arco plantar. Já a palmilha do pé direito foi projetada com densidade moderada e suporte no médio pé, com o objetivo de manter sua condição biomecânica ideal.

A Figura 53 ilustra as diferentes densidades aplicadas à estrutura de metamateriais Honeycomb, enquanto a Figura 54 apresenta as densidades para a estrutura Re-entrant. A Figura 55, por sua vez, mostra as densidades para a

estrutura Auxhex. Por fim, a Figura 56 apresenta uma vista de corte de cada uma das estruturas de metamateriais mencionadas.

Figura 53 – a) Honeycomb densidade baixa, b) Honeycomb densidade média, c) Honeycomb densidade alta (medidas em milímetros).



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Figura 54 – d) Re-entrant densidade baixa, e) Re-entrant densidade média, f) Reentrant densidade alta (medidas em milímetros).



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Figura 55 – Figura 54: g) Auxhex densidade baixa, h) Auxhex densidade média, i) Auxhex densidade alta (medidas em milímetros).



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Figura 56 – Corte longitudinal da palmilha esquerda para demonstrar as estruturas a) Honeycomb b) Re-entrant c) AuxHex.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Assim, o modelo CAD da palmilha incorporou as especificações anatômicas e as propriedades funcionais proporcionadas pelos metamateriais, resultando em três pares de palmilhas diferentes, cada um utilizando um tipo de metamaterial distinto. O design mais adequado de metamaterial foi selecionado na etapa de simulação CAE, apresentada logo em seguida para cada um dos modelos. Para isso, cada palmilha foi exportada no formato IPT pronto para a simulação. A Figura 57, apresentada a seguir, mostra o design final de um par de palmilhas ortopédicas.



Figura 57 – Design final do par de palmilhas ortopédicas.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

6.5 Simulação CAE da palmilha ortopédica

Para avaliar e selecionar a geometria entre os metamateriais estudados, foram realizadas simulações CAE através das análises lineares considerando duas situações distintas: as pressões plantares geradas durante a marcha, e a carga estática exercida pelo peso corporal do paciente sobre as palmilhas. Na primeira análise o objetivo foi avaliar a condição crítica de esforços na palmilha durante a marcha do paciente, usando os dados de pressão plantar coletados no exame de baropodometria para cada um dos pés.

Já na análise estática, utilizou-se o modelo digital do pé do paciente, simulando a compressão exercida pela força correspondente ao peso corporal do paciente e sua distribuição, obtida por meio do exame de baropodometria. Para simplificar a análise, o pé foi considerado uma estrutura óssea, com módulo de elasticidade de 7300 MPa e coeficiente de Poisson de 0,3, conforme valores encontrados na literatura (Cheung e Zhang, 2006).

Cada modelo de palmilha foi submetido às condições descritas, utilizando como material o Ultrafuse TPU 85A. A escolha desse material foi motivada por sua maior disponibilidade logística e melhor compatibilidade com a tecnologia de impressão FDM, considerando os desafios encontrados no uso do material de menor dureza. As propriedades mecânicas do TPU 85A foram previamente importadas para o software de simulação, garantindo a representatividade dos resultados.

As restrições foram definidas conforme cada caso: na simulação das pressões plantares durante a marcha, a restrição foi aplicada na face de contato entre a palmilha e o calçado. Para a simulação da carga corporal estática, além dessa mesma restrição na base de contato entre palmilha e calçado, foram estabelecidos os contatos entre o modelo do pé utilizado e a palmilha, permitindo uma representação mais precisa das interações durante a simulação.

Posteriormente, as cargas foram alocadas para os dois cenários. No caso da análise durante a marcha, a pressão plantar foi distribuída de acordo com os dados fornecidos pela baropodometria, utilizando diferentes intensidades em áreas específicas da palmilha (Figura 58), como representado pela paleta de cores na Figura 45.

Figura 58 – Distribuição da pressão plantar durante a marcha na palmilha ortopédica.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Já no caso da análise estática, a distribuição do peso corporal, identificada pelo exame de baropodometria, revelou que o paciente aplicou 52% de seu peso no lado direito e 48% no lado esquerdo, devido ao quadro de pé cavo. Considerando o peso total do paciente, as forças aplicadas nas palmilhas foram calculadas como 367,16 N no pé direito e 338,92 N no pé esquerdo (Figura 59).



Figura 59 – Carga corporal aplicada no modelo de simulação.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Com as cargas distribuídas para cada estudo, determinou-se a discretização do modelo, que se fez por meio de uma malha adaptativa tetraédrica. Para a análise estática, em que se utilizou o modelo do pé do paciente em contato com a palmilha, a malha foi constituída por 261.076 nós e 167.177 elementos. Já para a análise que avalia a pressão plantar durante a marcha, em que se considerou somente a palmilha, foram gerados 120.417 nós e 69.228 elementos. O tamanho mínimo do elemento foi 0,2 mm, o ângulo de giro máximo foi 60° e o critério de convergência da malha teve como fundamento a análise da tensão máxima.

Na análise da marcha os resultados das simulações evidenciaram que os pontos de maior tensão e deslocamento coincidiram com as áreas de maior pressão plantar, conforme esperado. No pé direito, onde o objetivo era de preservar a condição biomecânica identificada no primeiro exame de baropodometria, observouse que a estrutura Re-entrant apresentou o menor valor de tensão máxima (4,139 Mpa), destacando-se como a mais eficiente para manter a integridade estrutural da palmilha. Em relação ao deslocamento, a estrutura Re-entrant apresentou o segundo menor valor (0,586 mm), o que será mais detalhadamente abordado em seções posteriores da dissertação.

| Estrutura de Metamaterial | Tensão Máxima de Von Mises (MPa) | Deslocamento Máximo (mm) |
|------------------------------|-------------------------------------|-----------------------------|
| Honeycomb | 5,520 | 0,750 |
| Re-entrant | 4,139 | 0,586 |
| Auxhex | 6,178 | 0,079 |

Tabela 4 – Resultados das simulações CAE para o pé direito.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Os resultados obtidos na simulação do pé direito para cada estrutura de metamaterial estão apresentados na Tabela 4. A Figura 60, ilustra os resultados obtidos de tensão máxima (a) e de maior deslocamento (b) na simulação da estrutura Re-entrant para o pé direito.

Nodes:153177 Elements:87430 Type: Von Mises Stress Unit: MPa 02/01/2025, 19:58:46 4,139 Max 3,311 2,483 1,656 0,828 0 Min (a) Nodes:153177 Elements:87430 Type: Displacement Unit: mm 02/01/2025, 19:59:29 0,5861 Max 0,4689 0,3516 0,2344 0,1172 0 Min (b)

Figura 60 – Resultados de tensão máxima (a) e maior deslocamento (b) na simulação da estrutura Re-entrant para o pé direito.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Já para o pé esquerdo, que necessitava de correção devido ao quadro de pé cavo, os resultados estão presentes na Tabela 05. A estrutura Re-entrant mais uma vez demonstrou o menor valor de tensão máxima (5,431 MPa). A Figura 61, ilustra os resultados obtidos de tensão máxima (a) e de maior deslocamento (b) na simulação da estrutura Re-entrant para o pé esquerdo.

| Estrutura de Metamaterial | Tensão Máxima de Von Mises (MPa) | Deslocamento Máximo (mm) |
|------------------------------|-------------------------------------|-----------------------------|
| Honeycomb | 7,801 | 1,350 |
| Re-entrant | 5,431 | 0,877 |
| Auxhex | 8,295 | 0,758 |

| Fabela 5 – Resultados | das simulações | CAE para o | pé esquerdo. |
|-----------------------|----------------|------------|--------------|
|-----------------------|----------------|------------|--------------|

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Figura 61 – Resultados de tensão máxima (a) e maior deslocamento (b) na simulação da estrutura Re-entrant para o pé esquerdo.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Para garantir que o arco plantar recuperasse a curvatura ideal, foi essencial minimizar o deslocamento nessa região, combinado a um maior deslocamento nas áreas do ante pé e retro pé, permitindo a correção da condição de pé cavo. Todas

as estruturas analisadas apresentaram essas características devido à variação de densidade de metamateriais na palmilha do pé esquerdo, que proporcionou maior flexibilidade nas regiões de menor densidade e maior rigidez nas regiões de maior densidade. No entanto, a estrutura Re-entrant destacou-se por apresentar o menor deslocamento na região do arco plantar e o segundo maior deslocamento nas áreas do ante pé e do retro pé, conforme mostrado na tabela 6.

Tabela 6 – Resultados de deslocamento para as simulações estáticas para o pé direito.

| Estrutura de Metamaterial | Deslocamento encontrado no ante pé (mm) | Deslocamento encontrado no médio pé (mm) | Deslocamento encontrado no retro pé (mm) |
|------------------------------|---|--|--|
| Honeycomb | 1,020 | 0,098 | 1,350 |
| Re-entrant | 0,785 | 0,058 | 0,877 |
| Auxhex | 0,694 | 0,045 | 0,745 |

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Esse comportamento é fundamental para a redistribuição da pressão e a formação adequada do arco plantar. A Figura 62 ilustra que, na estrutura Re-entrant, o deslocamento é mínimo na região do médio pé (0,058 mm), enquanto aumenta significativamente no antepé (0,785 mm) e no retropé (0,877 mm). Esses resultados evidenciam a efetividade da estratégia de variação de densidade nos metamateriais para atingir os objetivos biomecânicos do caso estudado.

Figura 62 – Pontos de deslocamento no ante pé, médio pé e retro pé na palmilha

esquerda.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Na simulação da carga estática, baseada no peso corporal do paciente atribuído ao modelo digital do pé, o objetivo foi avaliar como as diferentes estruturas de metamateriais respondiam à distribuição de tensão ao longo da base plantar. A análise buscou identificar qual estrutura proporciona a melhor distribuição da carga. Os resultados obtidos estão apresentados na Tabela 7, que indica os valores de tensão máxima e deslocamento máximo para o pé direito, e na Tabela 8, que apresenta os mesmos dados para o pé esquerdo.

Tabela 7 – Resultados das tensões máximas para simulações estáticas para o pé direito.

| Estrutura de Metamaterial | Tensão Máxima de Von Mises (MPa) | Deslocamento Máximo (mm) |
|------------------------------|-------------------------------------|-----------------------------|
| Honeycomb | 7,633 | 0,517 |
| Re-entrant | 4,175 | 0,324 |
| Auxhex | 6,573 | 0,318 |

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

| Estrutura de Metamaterial | Tensão Máxima de Von Mises (MPa) | Deslocamento Máximo (mm) |
|------------------------------|-------------------------------------|-----------------------------|
| Honeycomb | 4,375 | 0,441 |
| Re-entrant | 2,531 | 0,346 |
| Auxhex | 4,155 | 0,307 |
| | | |

| Tabela 8 – Resultados | das simu | llacões | estáticas | para o | né eso | uerdo |
|-----------------------|-----------|---------|-----------|--------|--------|---------|
| | uas sintu | naçocs | Colalicao | para u | pc csc | juciuo. |

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Assim como observado na análise anterior, a estrutura Re-entrant demonstrou os menores valores de tensão máxima. Além disso, ao avaliar a distribuição da tensão na base plantar, constatou-se novamente que a Re-entrant se destaca, promovendo uma distribuição mais uniforme da tensão ao longo da base plantar (Figuras 63 e 64).

Figura 63 – Análise da distribuição das tensões aplicadas na base plantar do pé direito para as estruturas a) Honeycomb, b) Re-entrant e c) Auxhex.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Figura 64 – Análise da distribuição das tensões aplicadas na base plantar do pé esquerdo para as estruturas d) Honeycomb, e) Re-entrant e f) Auxhex.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Com base em todas as simulações realizadas, os resultados apontam a estrutura Re-entrant como o modelo mais eficiente para o estudo em questão. Essa estrutura não apenas obteve os menores valores de tensão máxima em ambas as condições simuladas, mas também se mostrou a estrutura que melhor distribuiu as tensões ao longo da base plantar na análise estática. Esse comportamento é essencial, tanto para corrigir a condição de pé cavo no pé esquerdo, quanto para preservar a condição biomecânica ideal do pé direito.

6.6 Planejamento CAM e fabricação da palmilha ortopédica

Os modelos da palmilha que contemplam a estrutura Re-entrant foram exportados no formato .STL, em seguida, esses arquivos foram importados para o software IdeaMaker®, utilizado para o planejamento CAM na manufatura aditiva.

Os parâmetros de impressão (Tabela 9) foram definidos com o objetivo de garantir que o produto final reproduzisse fielmente as condições avaliadas durante a simulação CAE. Para isso, o preenchimento interno foi configurado de maneira a refletir a estrutura projetada. Nas regiões onde os metamateriais foram aplicados, a geometria interna segue os padrões estabelecidos na simulação, preservando as áreas vazias necessárias para o comportamento mecânico desejado. Já nas demais regiões da palmilha, optou-se por um preenchimento de 100%, garantindo que essas áreas mantenham a rigidez e resistência previstas no modelo computacional. Essa configuração assegura que a palmilha fabricada apresente a mesma flexibilidade e distribuição de tensões analisadas na simulação.

Outro ponto crucial foi a definição de que não poderiam ser geradas estruturas de suporte no interior da palmilha. Como essas estruturas seriam impossíveis de remover após a impressão, os designs dos metamateriais da palmilha foram otimizados para dispensar suportes durante a etapa CAD, já considerando suas formas e dimensões específicas.

| Parâmetros | Descrição |
|------------------------------|-----------|
| Velocidade de impressão | 60mm/s |
| Preenchimento | 100% |
| Número de camadas inferiores | 6 |
| Número de camadas superiores | 6 |
| Número de paredes | 6 |
| Altura de camada | 0,20 mm |
| Largura de extrusão | 0,40 mm |
| Inserir estrutura de suporte | Não |
| Temperatura do extrusor | 220°C |
| Temperatura da plataforma | 70°C |
| Aderência à mesa | Raft |
| Retração | Off |

Tabela 9 – Parâmetros utilizados na impressão das palmilhas ortopédicas.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Além disso, as propriedades do TPU exigem configurações específicas na impressão. Uma das principais particularidades é a necessidade de desativar a função de retração, devido à elasticidade do material.

Outro desafio observado foi a dificuldade de manter a peça fixada à mesa de impressão, conforme também relatado no estudo de Turner et al. (2014). Essa

dificuldade é causada pela alta energia interna do material, um problema comum na impressão de polímeros flexíveis, como o TPU, devido à sua elevada elasticidade e tendência à contração térmica durante o resfriamento. Para mitigar esse efeito, foi adicionada uma estrutura de Raft, que melhora a adesão da peça à plataforma e garante maior estabilidade durante o processo de manufatura aditiva.

Conforme os dados obtidos no planejamento no software CAM IdeaMaker® (Figura 65), o processo de impressão utilizou, no total, 338 gramas de material, dos quais 100 gramas foram destinados à construção do raft. Assim, cada palmilha apresentou um peso final aproximado de 119 gramas. O tempo de impressão para cada palmilha foi de cerca de 17 horas, totalizando aproximadamente 34 horas para a fabricação do par de palmilhas.



Figura 65 – Planejamento CAM da palmilha direita a) da palmilha esquerda b)

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

Após a finalização da impressão do par de palmilhas, realizou-se a etapa de pós-processamento (Figura 66). Esse processo incluiu a remoção completa do raft, bem como a eliminação de sobras de material, que foram causadas pela impressão com retração desativada, conforme previsto no estudo de Redwood et al. (2017). De acordo com os autores, a desativação da retração durante a impressão pode resultar na formação de fios finos de material entre as partes da peça, conhecidos como *stringing*. Esse procedimento foi realizado com o objetivo de assegurar que as palmilhas estivessem livres de irregularidades que pudessem comprometer sua funcionalidade durante o uso. Com o pós-processamento concluído, as palmilhas estão prontas para testes (Figura 67).

Figura 66 – Palmilha direita fabricada antes do pós-processamento a) esquerda antes do pós-processamento.



Fonte: elaborado pelo autor, 2024.



Figura 67 – Palmilhas prontas para testes e uso.

Fonte: elaborado pelo autor, 2024.

7 CONCLUSÕES

O uso de tecnologias 3D no desenvolvimento de dispositivos ortopédicos customizados, como as palmilhas baseadas em metamateriais, mostrou-se uma abordagem eficaz, permitindo a customização necessária para atender às condições clínicas específicas dos pacientes. Do desenvolvimento das palmilhas ortopédicas chegou-se seguintes conclusões:

- A integração de ferramentas como a baropodometria, o escaneamento 3D e os softwares de modelagem CAD e simulação CAE é essencial para o desenvolvimento de dispositivos ortopédicos customizados. Esses recursos permitem análises detalhadas das condições biomecânicas do paciente, permitindo um projeto com alto grau de customização.
- A correção da malha através da suavização, remoção dos vazios e edição de cortes nas regiões de interesse se mostrou uma solução eficiente para os problemas identificados no arquivo STL obtido mediante o escaneamento da anatomia do paciente.
- O processo de modelagem CAD permite a criação de designs adaptados às necessidades biomecânicas de cada patologia, integrando as estruturas que proporcionam flexibilidade e suporte específicos.
- A estrutura de metamaterial Re-entrant é a mais eficiente dentre as estudadas, tanto na redistribuição de tensões, quanto nos deslocamentos, promovendo conforto e suporte biomecânico adequado.
- A aplicação de diferentes densidades de metamateriais permitiu preservar a boa condição biomecânica do pé direito, enquanto no pé esquerdo, a correção do pé cavo será alcançada pela maximização dos deslocamentos no ante pé e no retro pé, aliado a minimização dos deslocamentos na região do médio pé, promovendo a restauração da curvatura natural do arco plantar, com a distribuição uniforme de tensões para promover conforto no uso da palmilha ortopédica.
- A partir deste trabalho, foi possível estabelecer um fluxo lógico para o desenvolvimento de palmilhas ortopédicas baseadas em metamateriais e fabricadas por MA. Esse fluxo integra desde a análise biomecânica inicial até a

fabricação final, garantindo uma abordagem sistemática e eficiente para a criação de dispositivos customizados.

- Ao final do desenvolvimento das palmilhas ortopédicas, tornou-se evidente que o desenvolvimento desse tipo de dispositivo é multidisciplinar, contemplando tópicos complexos de áreas da ortopedia, mecânica, fisioterapia, design entre outros. Por isso, a contribuição de todos os especialistas foi fundamental para a conclusão e validação desse trabalho.
- O projeto contribui para o avanço no uso de tecnologias 3D no desenvolvimento de dispositivos médicos personalizados. As palmilhas desenvolvidas não apenas atendem às necessidades específicas do caso clínico, mas também oferecem um modelo replicável para outros cenários clínicos, promovendo maior adesão dos pacientes ao tratamento.

Por fim, este estudo reafirma a importância das tecnologias 3D no desenvolvimento de dispositivos para saúde customizados, e incentiva a exploração de novos materiais, geometrias e métodos de fabricação para melhorar ainda mais os resultados clínicos e a qualidade de vida dos pacientes.

8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Embora este estudo tenha apresentado avanços significativos no desenvolvimento de palmilhas ortopédicas customizadas utilizando metamateriais e tecnologias 3D, diversas oportunidades permanecem para pesquisas futuras:

- Realizar testes clínicos para avaliar a eficácia biomecânica das palmilhas, incluindo a análise do impacto na estabilidade e correção postural.
- Investigar a viabilidade de combinar diferentes materiais no mesmo modelo, utilizando técnicas de impressão com diferentes materiais para criar zonas específicas com características desejadas.
- Desenvolver e testar novas geometrias de metamateriais que possam oferecer maior controle sobre propriedades como amortecimento e resposta dinâmica.
- Automatizar a definição da densidade e estrutura dos metamateriais com base em dados biomecânicos e análises personalizadas.
- Aplicar os conceitos desenvolvidos neste trabalho em outras áreas do desenvolvimento de dispositivos médicos, como próteses, órteses entre outros.
- Realizar estudos de degradação dos materiais utilizados na fabricação das palmilhas, avaliando sua durabilidade e resistência ao uso prolongado. Isso permitirá estimar a vida útil do produto e garantir que ele possa ser comercializado com segurança e eficácia.

REFERÊNCIAS

3D Systems. 2019. **O que é um arquivo STL?** Disponível em: https://br.3dsystems.com/quickparts/learning-center/what-is-stl-file>. Acesso em: 05 fev. 2024.

3D4growth. 2018. **File STL: il file della stampa 3d**. Disponível em: https://3d4growth.com/file-stl-cosa-e-a-cosa-serve-come-si-prepara-e-corregge. Acesso em: 05 fev. 2024.

ALGHAZZAWI, T. F. 2016. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. Journal of Prosthodontic Research, v. 60, n. 2, p. 72-84, abr. Disponível em:

<sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1883195816000098?via%3Dihub>. Acesso em: 22 fev. 2024.

ALVES FILHO, Avelino. **Elementos Finitos – A base da tecnologia CAE.** Saraiva Educação SA, 2018.

ANVAR VALEEV; ALEXEY ZOTOV; ALIIA SIRAEVA. Modern development of metamaterials for obtaining special electromagnetic, acoustic, mechanical and vibration-isolating properties. Liquid and gaseous energy resources, v. 3, n. 1, p. 22–33, 25 jun. 2023.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018**. Rio de Janeiro. 2018.

BARCHIESI, E.; SPAGNUOLO, M.; PLACIDI, L. Mechanical metamaterials: a state of the art. Mathematics and Mechanics of Solids, v. 24, n. 1, p. 212–234, fev. 2018.

BAROUDI, K.; Ibraheem, S. N. 2015. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: a review of the literature. Journal of International Oral Health, v. 7, n. 4, p. 96-104, abr. Disponível em: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25954082>. Acesso em: 21 fev. 2024.

BARRIONI, T. Análise numérica e caracterização hiperelástica de metamateriais mecânicos produzidos com impressão 3D. Tese (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte. p. 121. 2021. BASUMALLICK, C. What is CAD (Computer Aided Design)? Definition, Types, and Applications. Disponível em:

<https://www.spiceworks.com/tech/devops/articles/what-is-cad/>.

BATES, S. R. G.; FARROW, I. R.; TRASK, R. S. **3D printed polyurethane honeycombs for repeated tailored energy absorption. Materials and Design**, v. 112, p. 172–183, 2016. BAUMFELD, D. et al. **Reliability of Baropodometry on the Evaluation of Plantar Load Distribution: A Transversal Study. BioMed Research International**, v. 2017, p. e5925137, 2 mar. 2017.

BOGLIOLO, L.; BRASILEIRO FILHO, G. **Bogliolo patologia**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2021.1328 p.

BRUGNERA, A. et al. **A utilização da baropodometria como instrumento de avaliação do equilíbrio**. Destaques Acadêmicos, Lajeado, v. 10, n. 3, p. 128-139,2018. ISSN 2176-3070.

CARDENUTO FERREIRA, R. **Talalgias: fascite plantar**. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 49, n. 3, p. 213–217, maio 2014.

CAZON, A.; Aizpurua J.; Peterson, A.; Bibb, R.; Campbell, R. I. 2014. Customised design and manufacture of protective face masks combining a practitionerfriendly modelling approach and low-cost devices for digitizing and additive manufacturing. Virtual and Physical Prototyping, 9 (4), 251–261. Doi: 10.1080/17452759.2014.958648.

CHEUNG, J.; ZHANG, M. Finite element modeling of the human foot and footwear. 1 jan. 2006.

CHROMY, A.; Zalud, L. 2014. **Robotic 3D scanner as an alternative to standard modalities of medical imaging. Springerplus**. ;3(1):1–10.

COLLINGS, R. et al. Footwear and insole design features for offloading the diabetic at risk foot—A systematic review and meta-analyses. Endocrinology, Diabetes & Metabolism, v. 4, n. 1, 11 abr. 2020.

Conheça os materiais - Materializa - **Especializada em Manufatura Aditiva -Impressão 3D Industrial**. Disponível em: <https://materializa.com.br/materiais>. Acesso em: 26 maio. 2024.

COTOROS, D.; MIHAELA BARITZ; STANCIU, A. Conceptual Analysis of Correspondence between Plantar Pressure and Corrective Insoles. World Academy of Science, Engineering and Technology, International Journal of Mechanical, Aerospace, Industrial, Mechatronic and Manufacturing Engineering, v. 5, n. 11, p. 2413–2416, 28 Nov. 2011.

COUTINHO, K. D. **Biomecânica e Otimização Topológica com H-Adaptatividade em Implantes Dentários Nitretados a Plasma em Cátodo Oco**. 2014. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2014.

DE ASSIS, Marley Alisson Perdigão. Impressão 3D, modelos de negócios e os novos cenários para a propriedade intelectual. 2018.

DEL BROCCOLO, S.; LAURENZI, S.; SCARPA, F. AUXHEX – **A Kirigami inspired zero Poisson's ratio cellular structure. Composite Structures**, v. 176, p. 433–441, 2017.

DONG, Z. et al. Experimental and numerical studies on the compressive mechanical properties of the metallic auxetic reentrant honeycomb. Materials and Design, v. 182, p. 108036, 2019.

DRAKE, R. L. et al. **Anatomía para estudiantes**. 4. ed. Ámsterdam; Barcelona Etc.: Elsevier, 2020.

ESSS. **Método dos Elementos Finitos**: o que é? Disponível em: <https://www.esss.co/blog/metodo-dos-elementos-finitos-o-que-e/>. Acesso em: 07 fev. 2024.

FRENZEL, T.; KADIC, M.; WEGENER, M. **Three-dimensional mechanical metamaterials with a twist. Science**, v. 358, n. 6366, p. 1072–1074, 2017.

GIL-CALVO, M. et al. Effect of custom-made and prefabricated foot orthoses on kinematic parameters during an intense prolonged run. PLOS ONE, v. 15, n. 3, p. e0230877, 26 mar. 2020.

GRAMES, EMMETT. **3D Printing Layer Height -How Much Does It Matter?** Disponível em:<https://all3dp.com/2/3d-printer-layer-height-how-much-does-it-matter/>. Acesso em: 26 maio 2024.

GUO, M. F.; YANG, H.; MA, L. **Design and characterization of 3D AuxHex lattice structures**. International Journal of Mechanical Sciences, v. 181, n. March, 2020.

GWANI, A. S., Asari, M. A., & Ismail, Z. I. M. How the three arches of the foot intercorrelate. 2017.

HAMIDI, M. et al. Blind Robust 3D Mesh Watermarking Based on Mesh Saliency and Wavelet Transform for Copyright Protection. Information, v. 10, n. 2, p. 67, 18 fev. 2019.

HOLLISTER, S. J.; KIKUCHI, N. A comparison of homogenization and standard mechanics analyses for periodic porous composites. Computational Mechanics, v. 10, n. 2, p. 73–95, 1 jan. 1992.

ISOBE, M.; OKUMURA, K. Initial rigid response and softening transition of highly stretchable kirigami sheet materials. Scientific Reports, v. 6, n. January, p. 1–6, 2016.

JACOTTI, M.; Barausse, C.; Felice, P. 2014. **Posterior atrophic mandible rehabilitation with onlay allograft created with** CAD-CAM procedure: a case report. Implant Dent. Feb;23(1):22-8. Doi: 10.1097/ID.000000000000023. PMID: 24378654. JIANG, Y. et al. Design and Preliminary Validation of Individual Customized Insole for Adults with Flexible Flatfeet Based on the Plantar Pressure Redistribution. Sensors, v. 21, n. 5, p. 1780, 4 mar. 2021.

JOÃO GOMES FILHO. **Design do objeto – bases conceituais** – 2a edição. Universo dos Livros Editora, 2020.

KASZNICKI, J. State of the art papers Advances in the diagnosis and management of diabetic distal symmetric polyneuropathy. Archives of Medical Science, v. 2, p. 345–354, 2014.

KRÄHENBÜHL, N.; WEINBERG, M. W. Anatomy and Biomechanics of Cavovarus Deformity. Foot and Ankle Clinics, v. 24, n. 2, p. 173–181, jun. 2019.

LEVINE, D.; WHITTLE, M. W. **Whittle's gait analysis**. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier, 2015.

LIPPERT, L. S. (2013). **Cinesiologia Clínica e Anatomia** (5th ed.). Guanabara Koogan LTDA.

LO, W.-T. et al. The biomechanical effects and perceived comfort of textilefabricated insoles during straight line walking. Prosthetics and Orthotics International, v. 42, n. 2, p. 153–162, 1 abr. 2018.

MARTINEZ, M. **Palmilha para pé chato**. Disponível em: https://www.pessemdor.com.br/blog/palmilha-para-pe-chato/. Acesso em: 5 fev. 2024.

MEDINA, S. P.; Pascual, M. A.; Camps, I. 2018. **Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions**. Journal of Clinical and Experimental Dentistry, v.10, n.4, p.361-e366.

MELIA, G. et al. **Insoles of uniform softer material reduced plantar pressure compared to dual-material insoles during regular and loaded gait. Applied Ergonomics**, v. 91, p. 103298, fev. 2021.Morphologica (Poland), 76(4), 682–688. https://doi.org/10.5603/FM.a2017.0049.

NETTER, F. H. Atlas of Human Anatomy. 7. ed. Philadelphia, Pa: Elsevier, 2019.

NORSAADAH ZAKARIA; DEEPTI GUPTA. **Anthropometry, apparel sizing and design**. Duxford; Cambridge; Kidlington: Woodhead Publishing, 2020.

NOWACKI, Bartłomiej et al. Effect of Post-Process Curing and Washing Time on Mechanical Properties of SLA Printouts. Materials, v. 14, n. 17, p. 4856, 2021.

PRALL, D.; LAKES, R. **Properties of a chiral honeycomb with a Poisson's ratio of -1**. International Journal of Mechanical Sciences, v. 39, n. 3, p. 305-314, 1997. DOI: 10.1016/0020-7403(96)00025-2.

QI, D. et al. Impact energy absorption of functionally graded chiral honeycomb structures. Extreme Mechanics Letters, v. 32, p. 100568, 2019.

REDDWOOD, Ben; SCHÖFFER, Filemon; GARRET, Brian. **3D Printing Handbook: Technologies, design and applications**. 1. ed. [S.I.]: 3D Hubs, 2017.

ROSÁRIO, J. L. P. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. Journal of Bodywork and Movement Therapies, v. 18, n. 2, p. 215–219, abr. 2014.

SALEH, J. M. 2013. Cost modeling of rapid manufacturing based mass customization system for fabrication of custom foot orthoses. Tese de Doutorado. University of Newcastle.

SANTOS, L. M. DOS; MIRANDA, J. V. T. **Abordagem fisioterapêutica no tratamento da fascite plantar**. Brazilian Journal of Development, v. 7, n. 3, p. 32863–32874, 31 mar. 2021.

SCHMELTZPFENNING, Timo; BRAUNER, Torsten. Foot Biomechanics and Gait. 2013.

SEAMAN, T. J., & Ball, T. A. Pes Cavus (Stat Pearls Publishing (ed.). 2021.

SHAH, K.; SOLAN, M.; DAWE, E. The gait cycle and its variations with disease and injury. **Orthopaedics and Trauma**, v. 34, n. 3, p. 153–160, jun. 2020.

SHAH, Kanishk; SOLAN, Matthew; DAWE, Edward. The Gait Cycle and its Variations With.

SILVA, J. L. K. M. **Análise da correlação de métodos de avaliação da pisada relacionada à ativação neuromuscular**. 100 f. Dissertação (Mestre em Ciências). Engenharia biomédica da universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba,2015.

SURJADI, J. U. et al. Mechanical Metamaterials and Their Engineering Applications. Advanced Engineering Materials, v. 21, n. 3, p. 1–37, 2019.

TANG U., R. Zügner, V. Lisovskaja, J. Karlsson, K. Hagberg, e R. Tranberg, "Comparison of plantar pressure in three types of insole given to patients with diabetes at risk of developing foot ulcers – A two-year, randomized trial", Journal of Clinical & Translational Endocrinology, vol. 1, dez. 2014, Doi: 10.1016/j.jcte.2014.06.002.

TELFER, S.; Gibson, K. S.; Hennessy, K.; Steultjens, M. P.; Woodburn, J. **Computer-Aided Design of Customized Foot Orthoses**: Reproducibility and Effect of Method Used to Obtain Foot Shape. 2011.

TOSI, F. **Design Thinking and Creativity: Processes and Tools for New Opportunities in People-Centred Innovation**. Springer Series in Design and Innovation, p. 143–159, 22 nov. 2019. TURNER, B. N.; STRONG, R.; GOLD, S. A. **A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling**. Rapid Prototyping Journal, v. 20, n. 3, p. 192-204, 2014. DOI: 10.1108/RPJ-01-2013-0012.

VALENTE, Ricardo Lago. Influência dos parâmetros de impressão 3D na resistência à flexão de corpos de prova impressão em ácido polilático (PLA) utilizando modelagem por fusão e deposição (FDM). 2022. 79 f. Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2022.

VANPUTTE, C. et al. Seeley's Anatomy and Physiology. 12th edition ed. McGraw-Hill, 2019.

VOLPATO, N. 2017. Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão **3D**. São Paulo: Blucher. 400 p.: il. ISBN 978-85-212-1150-1.

WANG, H. et al. **A novel re-entrant auxetic honeycomb with enhanced in-plane impact resistance**. Composite Structures, v. 208, n. September 2018, p. 758–770, 2019.

WOJCIECHOWSKI, K. W. Constant thermodynamic tension Monte Carlo studies of elastic properties of a two-dimensional system. Physics Letters A, v. 137, n. 1-2, p. 60-64, 1989. DOI: 10.1016/0375-9601(89)90907-0.

XU, M. et al. Mechanical properties and energy absorption capability of AuxHex structure under in-plane compression: Theoretical and experimental studies. International Journal of Mechanical Sciences, v. 159, n. March, p. 43–57, 2019.

YANG, King-Hay. **Basic finite element method as applied to injury biomechanics**. Academic Press, 2017.

YU, X. et al. **Mechanical metamaterials associated with stiffness, rigidity and compressibility: A brief review**. Progress in Materials Science, v. 94, p. 114–173, Maio 2018.

ZADPOOR, A. A. Mechanical meta-materials. Materials Horizons, v. 3, n. 5, p. 371–381, 2016.

ZUIL-ESCOBAR, J. C. et al. **Medial Longitudinal Arch: Accuracy, Reliability, and Correlation Between Navicular Drop Test and Footprint Parameters**. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, v. 41, n. 8, p. 672–679, out. 2018.