



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DE PERNAMBUCO
UNIDADE ACADÊMICA DO CABO DE SANTO AGOSTINHO
BACHARELADO EM ENGENHARIA MECÂNICA

JÉSSICA NATÁLIA DA SILVA BARBOSA

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE UMA PRÓTESE TRANSTIBIAL DO TIPO FLEX
PARA CORRIDA**

Cabo de Santo Agostinho
2024

JÉSSICA NATÁLIA DA SILVA BARBOSA

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE UMA PRÓTESE TRANSTIBIAL DO TIPO FLEX
PARA CORRIDA**

Trabalho de conclusão de curso (TCC) apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal Rural de Pernambuco - Unidade Acadêmica do Cabo de Santo Agostinho, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Erb Ferreira Lins
Coorientadora: Profa. Dra. Edilma Pereira Oliveira

Cabo de Santo Agostinho - PE
2024

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Sistema Integrado de Bibliotecas da UFRPE
Bibliotecário(a): Auxiliadora Cunha – CRB-4 1134

B238s Barbosa, Jéssica Natália da Silva.
Simulação numérica de uma prótese transtibial do tipo flex para corrida / Jéssica Natália da Silva Barbosa. – Cabo de Santo Agostinho, 2024.
64 f.; il.

Orientador(a): Erb Ferreira Lins.
Co-orientador(a): Edilma Pereira Oliveira.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Universidade Federal Rural de Pernambuco, Unidade Acadêmica Cabo de Santo Agostinho - UACSA, Bacharelado em Engenharia Mecânica, Cabo de Santo Agostinho, BR-PE, 2024.

Inclui referências.

1. Prótese transtibial. 2. Método dos elementos finitos. 3. Otimização matemática . I. Lins, Erb Ferreira, orient. II. Oliveira, Edilma Pereira, coorient. III. Título

CDD 620.1

JÉSSICA NATÁLIA DA SILVA BARBOSA

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE UMA PRÓTESE TRANSTIBIAL DO TIPO FLEX
PARA CORRIDA**

Trabalho de conclusão de curso (TCC) apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal Rural de Pernambuco - Unidade Acadêmica do Cabo de Santo Agostinho, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Aprovado em: 27/09/2024

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Erb Ferreira Lins (Orientador)

Universidade Federal Rural de Pernambuco

Profa. Dra. Edilma Pereira Oliveira (Coorientadora)

Universidade Federal Rural de Pernambuco

Prof. Me. João Gutemberg Farias Filho (Examinador interno)

Universidade Federal Rural de Pernambuco

Prof. Me. Alexandre Douglas Araújo de Moura (Examinador interno)

Universidade Federal Rural de Pernambuco

Cabo de Santo Agostinho - PE
2024

A todos que, mesmo diante de limitações físicas, permanecem otimistas e fortes, enfrentando desafios com determinação e esperança. Que o futuro reserve condições melhores e mais justas.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus pelo dom da vida, pela infinita bondade e por me sustentar em cada passo da minha graduação e da minha jornada, sendo uma fonte constante de força e luz nos momentos mais difíceis e incertos. Agradeço também à Nossa Senhora, que sempre esteve à minha frente, intercedendo junto a Jesus por meus pedidos, fortalecendo minha fé e acalmando meu coração.

Aos meus pais, Maria Sônia e José Barbosa, por serem meu porto seguro em todos os momentos. Agradeço pelo amor, apoio e compreensão em cada etapa da minha vida. Muito obrigada por me ensinarem a persistir nos meus sonhos e pelos valores que me transmitiram, sem os quais essa conquista não teria sido possível.

À minha irmã, Julliany Andrezza, minha inspiração e exemplo, obrigada por sempre acreditar em mim e me motivar a seguir em frente. Sua presença foi essencial para que eu superasse os desafios. Compartilho essa conquista com você.

Ao meu orientador, Erb Ferreira Lins, que gentilmente aceitou me orientar e me acolheu neste projeto. Meu sincero agradecimento pela paciência, dedicação, apoio constante e por todos os valiosos ensinamentos. Sua orientação e suporte foram fundamentais para meu crescimento acadêmico e pessoal.

À minha coorientadora, Edilma Pereira Oliveira, muito obrigada por mostrar que mulheres podem fazer Engenharia com excelência e que a universidade pode ser um ambiente acolhedor. Agradeço por todo apoio e por acreditar em meu potencial.

Ao meu namorado, Mateus Guilherme, agradeço por todo amor, apoio, carinho e por dividir todos os desafios da graduação ao meu lado, me ajudando a superá-los.

Aos meus familiares, que sempre acreditaram em mim e me apoiaram de todas as formas possíveis ao longo desta jornada.

Aos amigos que fiz durante esses anos e àqueles que permaneceram, apesar da distância, pelo carinho, troca de experiências e memórias que compartilhamos. Vocês são uma parte importante dessa trajetória e sempre estarão em meu coração.

Aos professores e funcionários da UFRPE - UACSA, agradeço pelos conhecimentos e experiências compartilhadas durante minha jornada acadêmica.

Por fim, agradeço a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho. A todos vocês, meu muito obrigada.

RESUMO

As próteses desempenham um papel essencial na recuperação da autonomia de amputados, permitindo a prática de exercícios físicos essenciais para a saúde física e mental. Este estudo analisou o comportamento estrutural e a otimização da lâmina de uma prótese transtibial do tipo flex, considerando a biomecânica da marcha humana e as forças de reação do solo durante a corrida. A metodologia adotada envolveu a modelagem tridimensional da prótese, a análise estrutural através do método de elementos finitos e a otimização por meio de uma análise de correlação de parâmetros dimensionais para minimizar as tensões na prótese. Os resultados mostraram que a tensão máxima equivalente no modelo otimizado pela metodologia aplicada apresentou uma redução de 24,73% em relação ao modelo de referência. A metodologia apresentada permite a construção de próteses com restrições de natureza geométrica que simultaneamente minimizem requisitos de engenharia.

Palavras-chave: prótese transtibial; elementos finitos; otimização geométrica.

ABSTRACT

Prostheses play an essential role in the recovery of autonomy in amputees, allowing the practice of physical exercises essential for physical and mental health. This study analyzed the structural behavior and blade optimization of a flex-type transtibial prosthesis, considering the biomechanics of human gait and the reaction forces of the ground during running. The methodology adopted involved the three-dimensional modeling of the prosthesis, the structural analysis through the finite element method and the optimization through a correlation analysis of dimensional parameters to minimize the stresses on the prosthesis. The results showed that the maximum equivalent stress in the model optimized by the applied methodology showed a reduction of 24.73% in relation to the reference model. The methodology presented allows the construction of prostheses with geometric constraints that simultaneously minimize engineering requirements.

Keywords: transtibial prosthesis; finite elements; geometric optimization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Corredor com prótese transtibial do tipo flex.	14
Figura 2 - Níveis de amputação.	16
Figura 3 - Classificação das próteses.	17
Figura 4 - Próteses de membros inferiores.	18
Figura 5 - Principais encaixes para próteses transtibiais.	20
Figura 6 - Próteses específicas para corrida.	21
Figura 7 - Ciclo da marcha humana.	22
Figura 8 - Forças de reação ao solo.	24
Figura 9 - Perfis médios de FRS para indivíduos não amputados e com amputação transtibial unilateral ao longo do tempo de apoio para corrida a 3,0 m/s.	26
Figura 10 - Exemplo de aplicação do MEF pelo método de deslocamentos.	28
Figura 11 - Decodificação em zonas de cores.	28
Figura 12 - Elementos finitos comuns.	29
Figura 13 - Parâmetros dimensionais da curva de perfil da lâmina.	33
Figura 14 - Esboço da face inicial para varredura.	34
Figura 15 - Geometria tridimensional da lâmina da prótese transtibial.	34
Figura 16 - Módulo de análise estrutural do Ansys Workbench 2024 R2.	35
Figura 17 - Representação do elemento SOLID186 – Geometria sólida estrutural homogênea.	37
Figura 18 - Refinamento da malha - Edge Sizing e Face Meshing.	38
Figura 19 - Configuração da malha.	38
Figura 20 - Subdivisão da lâmina da prótese para aplicação de cargas e condições de contorno.	39
Figura 21 - Forças de reação ao solo para membro protético de indivíduos com amputação transtibial unilateral.	40
Figura 22 - Forças de reação ao solo interpoladas.	41
Figura 23 - Cargas e condição de contorno.	41
Figura 24 - Configuração do Design of Experiments.	43
Figura 25 - Descrição das malhas utilizadas no teste de convergência.	47
Figura 26 - Teste de convergência das malhas considerando a tensão equivalente (von Mises).	48

Figura 27 - Teste de convergência das malhas considerando o deslocamento direcional no eixo Y.....	48
Figura 28 - Distribuição de tensões equivalentes (von Mises) durante a fase de apoio da corrida.....	50
Figura 29 - Mapa de tensões no tempo de máxima magnitude de tensão do intervalo.	50
Figura 30 - Distribuição de deslocamentos direcionais no eixo Y durante a fase de apoio da corrida.	51
Figura 31 - Mapa de deslocamentos no tempo de máxima magnitude de deslocamento do intervalo.	51
Figura 32 - Superfície de resposta para os parâmetros de entrada H2 e V2.	52
Figura 33 - Sensibilidade local - Parâmetros H2 e V2.	53
Figura 34 - Superfície de resposta para os parâmetros de entrada H3 e V3.	53
Figura 35 - Sensibilidade local - Parâmetros H3 e V3.	54
Figura 36 - Superfície de resposta para os parâmetros de entrada H4 e V4.	55
Figura 37 - Sensibilidade local - Parâmetros H4 e V4.	55
Figura 38 - Mapa de tensão para a geometria inicial e após a otimização.	56
Figura 39 - Mapa de deslocamentos na direção Y para a geometria inicial e após a otimização.....	57

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Propriedades mecânicas da fibra de carbono (230 GPa).	36
Quadro 2 - Configuração da malha, incluindo quantidade de nós e elementos.	39
Quadro 3 - Parâmetros de entrada e saída para otimização.	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limites inferiores e superiores dos parâmetros de entrada.	44
Tabela 2 - Pontos experimentais - Design of experiments - H2,V2.....	44
Tabela 3 - Pontos experimentais - Design of experiments – H3,V3.....	45
Tabela 4 - Pontos experimentais - Design of experiments - H4, V4.....	46
Tabela 5 - Resultados encontrados no teste de convergência e variação percentual.	49

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVOS	15
2.1	OBJETIVO GERAL.....	15
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
3.1	AMPUTAÇÕES E PRÓTESES.....	16
3.1.1	Próteses para membros inferiores.....	17
3.1.2	Próteses transtibiais específicas para corrida	19
3.2	BIOMECÂNICA DA LOCOMOÇÃO HUMANA	21
3.2.1	Marcha humana	22
3.2.2	Forças de reação do solo (FRS).....	24
3.3	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	26
4	METODOLOGIA	32
4.1	MODELAGEM TRIDIMENSIONAL DA PRÓTESE	32
4.2	ANÁLISE ESTRUTURAL PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	34
4.2.1	Definição das propriedades do material.....	35
4.2.2	Definição da malha.....	36
4.2.3	Cargas e condições de contorno	39
4.3	ANÁLISE DE CORRELAÇÃO DOS PARÂMETROS DIMENSIONAIS.....	41
4.3.1	Definição das variáveis de projeto (Parameters)	42
4.3.2	Geração de pontos do Design of experiments	43
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	46
5.1	TESTE DE CONVERGÊNCIA DA MALHA	47
5.2	RESULTADOS DA ANÁLISE ESTRUTURAL QUASIESTÁTICA.....	49
5.3	RESULTADOS DA ANÁLISE DE CORRELAÇÃO DE PARÂMETROS DIMENSIONAIS	52
5.3.1	Resultados para os parâmetros H2 e V2	52
5.3.2	Resultados para os parâmetros H3 e V3	53
5.3.3	Resultados para os parâmetros H4 e V4	54
5.3.4	Seleção dos parâmetros para otimização	56
6	CONCLUSÃO	58
	REFERÊNCIAS	59

1 INTRODUÇÃO

A amputação envolve a ausência parcial ou total de um membro devido a trauma, procedimento cirúrgico ou malformação congênita (INSS, 2017). Essa condição está frequentemente associada à incapacidade física, perda de funcionalidade e dependência. Também impacta de modo significativo a vida social, econômica e familiar da pessoa amputada, incluindo alterações na capacidade de trabalho, integração social e qualidade de vida. Esses fatores podem resultar em baixa autoestima e desencadear quadros depressivos (Carvalho, 2021; Araújo, 2022; Blumm, 2015).

Conforme o Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS), entre janeiro de 2014 e maio de 2024, o Brasil registrou 368.041 internações para realização de procedimentos cirúrgicos de amputação de membros, abrangendo amputações parciais, totais e casos oncológicos. As amputações de membros inferiores totalizaram 95,46% dos casos (351.335 internações) (SIH/SUS, 2024). A amputação transtibial, realizada abaixo da altura do joelho, é a mais frequente entre os níveis de amputação de membros inferiores (Carvalho, 2021).

A inatividade física aumenta a incidência de várias doenças, como a diabetes, que ocasiona cerca de 80% das amputações de membros inferiores. Portanto, garantir a prática regular de exercícios físicos e esportes para pessoas com deficiências é essencial para melhorar a saúde física e mental, desenvolver capacidades físicas, motoras e cognitivas, promover autonomia e trabalho em equipe, além de aumentar a autoestima e senso de integração social (Peixoto *et al.*, 2018; Silva *et al.*, 2011 *apud* Dagostini, 2021; Ferreira *et al.*, 2013).

Os avanços tecnológicos em engenharia, medicina e sociedade têm possibilitado inovações que melhorem a locomoção de deficientes físicos. As próteses se destacam como soluções para devolver a autonomia, permitindo a retomada de atividades rotineiras e a prática de esportes. Adaptados às necessidades individuais, esses dispositivos são projetados para substituir membros ausentes do corpo e visam garantir saúde, bem-estar e qualidade de vida, equilibrando funcionalidade e aparência (Gushiken; Freire, 2021; Rodrigues, 2013; Possamai, 2016).

Inicialmente, os pés protéticos eram destinados a restaurar a marcha e auxiliar em atividades básicas, mas não eram adequados para práticas físicas e esportivas. Com a necessidade de inclusão, surgiram dispositivos protéticos específicos para

esses fins. A prótese Flex-Foot, em particular, se destaca como a base da tecnologia atual para próteses de corrida. Lâminas esportivas, ilustradas na Figura 1, geralmente feitas de fibra de carbono por sua leveza, flexibilidade, resistência e força, simulam o movimento natural das pernas, mas não possuem articulação de tornozelo. Seu comprimento é ajustado para permitir a corrida na ponta dos pés (Carvalho, 2021).

Figura 1 - Corredor com prótese transtibial do tipo flex.



Fonte: HFE (2024).

Segundo Baum *et al.* (2016), as próteses específicas para corrida permitem que corredores amputados atinjam velocidades similares às de corredores de elite sem lesões. Entretanto, poucas pesquisas abordam seus efeitos em amputados que correm para se exercitar. A velocidade da corrida depende das forças de reação do solo aplicadas pelos membros e do tempo de contato necessário para aplicá-las. Assim, compreender a biomecânica da corrida com esses dispositivos pode melhorar os designs protéticos e as técnicas de reabilitação, tornando a corrida mais acessível.

Contreras *et al.* (2017) argumentam que para projetar e adaptar uma prótese, precisa-se compreender o funcionamento mecânico de suas partes e da estrutura final. Isso assegura uma resposta adequada às cargas mecânicas e define limites de deslocamentos e deformações. A simulação e modelagem são essenciais para avaliar o comportamento estrutural das próteses e otimizar a geometria antes da fabricação. O método de elementos finitos é amplamente utilizado em projetos estruturais e se destaca como uma ferramenta valiosa de simulação numérica em aplicações biomecânicas (Tirloni; Luz, 2017; Viana *et al.*, 2015).

Esse estudo objetiva realizar a análise estrutural e a otimização da geometria de uma prótese transtibial do tipo flex para corrida como exercício físico, considerando princípios da marcha humana e as forças de reação do solo durante a corrida. A questão central é estabelecer uma metodologia para otimizar essa geometria de modo a minimizar tensões, por meio de ajuste de parâmetros dimensionais e simulação numérica, assegurando desempenho adequado durante a corrida.

O estudo será realizado em três etapas: modelagem tridimensional da prótese, análise estrutural pelo método de elementos finitos e análise de correlação dos parâmetros dimensionais. A metodologia envolverá a definição de cargas e condições de contorno realistas, a simulação do desempenho da prótese durante a corrida e a realização de ajustes nos parâmetros dimensionais, utilizando a versão estudantil do *Ansys Workbench 2024 R2*.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Analisar o comportamento estrutural e otimizar a geometria de uma prótese flex para amputados transtibiais através de simulações numéricas pelo método de elementos finitos, aplicando os princípios da biomecânica da marcha humana e as forças de reação do solo durante a corrida.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- i. Realizar pesquisa bibliográfica sobre a biomecânica da marcha e forças de reação do solo em indivíduos com amputação transtibial;
- ii. Modelar a geometria tridimensional da prótese e criar um modelo de elementos finitos completo para avaliar sua resistência e deformação;
- iii. Realizar uma análise estrutural detalhada, definindo cargas e condições de contorno realistas para simular o desempenho da prótese durante a corrida;
- iv. Ajustar e otimizar os parâmetros dimensionais da prótese com base na análise de correlação dos resultados da simulação;
- v. Identificar o ponto ótimo de configuração geométrica que minimize tensões.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

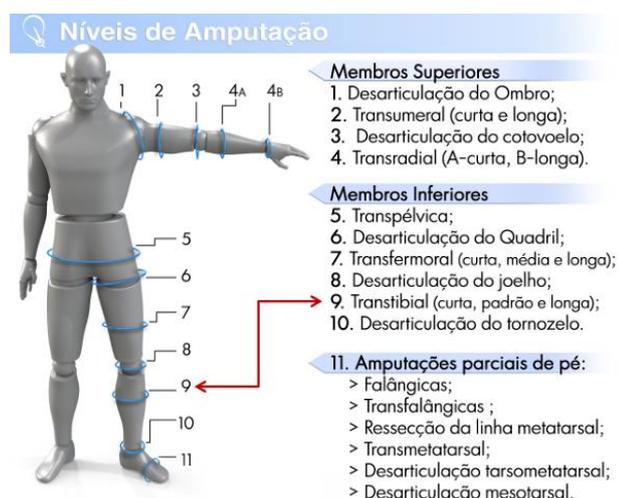
3.1 AMPUTAÇÕES E PRÓTESES

A norma ISO 8549-1:2020 define prótese como um dispositivo externo projetado para substituir total ou parcialmente um segmento de membro ausente ou com deficiência, incluindo dispositivos ligados a componentes internos do membro para propósitos estruturais ou funcionais (ISO, 2020). A Resolução Normativa Nº465/2021 descreve próteses como materiais permanentes ou transitórios que substituem um membro, órgão ou tecido, seja de modo completo ou parcial (ANS, 2021).

Em resumo, as próteses são dispositivos ortopédicos destinados a substituir um membro amputado ou com malformação congênita. Sua prescrição depende da avaliação da condição física, capacidade funcional prévia do usuário e de suas expectativas estéticas. Alguns fatores que influenciam na escolha da prótese ideal são: nível de amputação, avaliação do coto de amputação, condições físicas, atividade física e profissional, ambiente de moradia e trabalho, condições econômicas, experiência com próteses e colaboração do usuário (Ribeiro, 2014; Carvalho, 2021).

O coto de amputação, ou membro residual, é o segmento preservado após a amputação, responsável pelo controle dos movimentos de uma prótese, assegurando estabilidade e locomoção. Logo, espera-se que ele tenha comprimento funcional e estável conforme o tipo e o nível da amputação (Carvalho, 2021). A Figura 2 mostra os principais níveis de amputação, destacando a amputação transtibial.

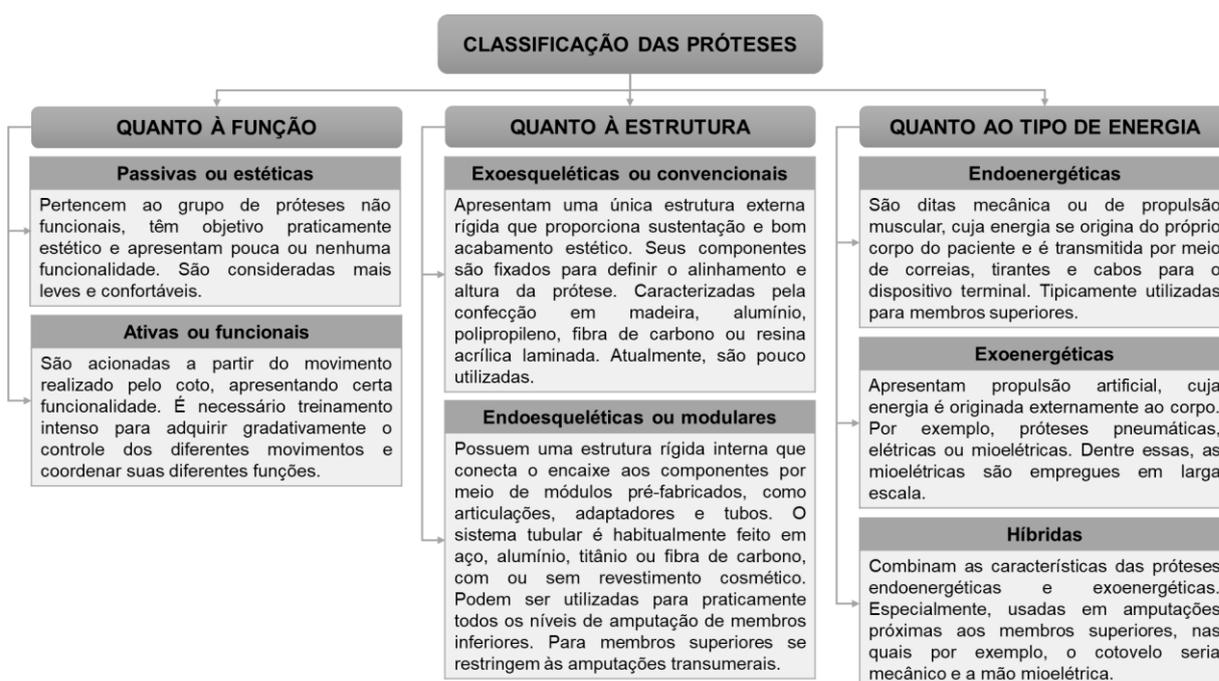
Figura 2 - Níveis de amputação.



Fonte: Santos (2018).

Machado (2018) classifica as próteses em quatro categorias: internas ou implantadas, como próteses articulares, coração artificial e válvula cardíaca; externas ou não implantadas, que incluem próteses para membros superiores e inferiores; implantadas total ou parcialmente por ato cirúrgico ou percutâneo, como implantes dentários e pele artificial; e estéticas, que compreendem próteses oculares, mamas e cosméticas de nariz. Esses dispositivos também podem ser analisados de acordo com sua função, estrutura e tipo de energia utilizada, como visto na Figura 3.

Figura 3 - Classificação das próteses.



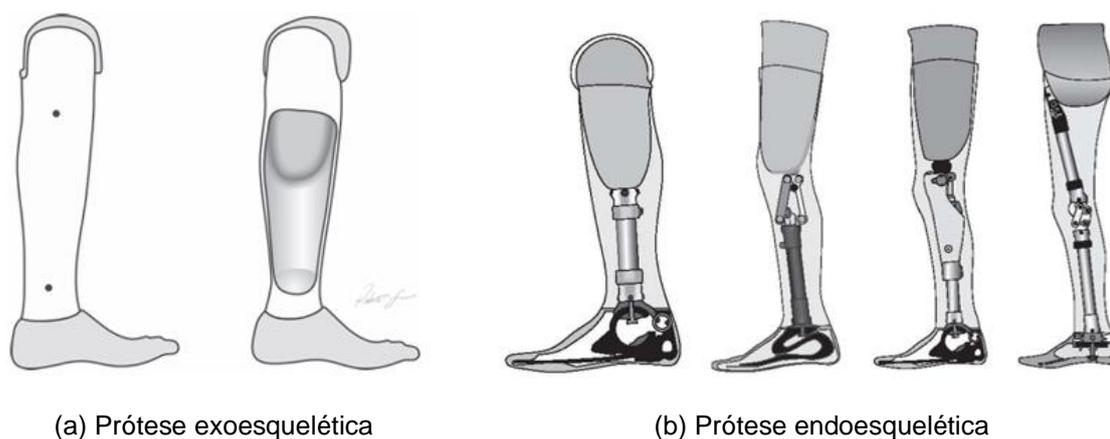
Fonte: INSS (2017), Barbin (2017), Guia [...] (2019), Santos (2018), Tavares *et al.* (2007) e Carvalho (2021) – Adaptado pela autora.

3.1.1 Próteses para membros inferiores

De acordo com levantamento de dados do SIH/SUS, nos últimos 10 anos, 95,46% das cirurgias de amputação foram relacionadas a membros inferiores. Em 2023, registrou-se o maior número de procedimentos da série histórica, com 39.765 amputações de pés e/ou pernas (SIH/SUS, 2024). Grande parcela das amputações feitas no país são transtibiais e transfemorais, sendo a transtibial a mais frequente, pois a preservação da articulação do joelho é preferida sempre que possível (Ribeiro, 2014).

As próteses de membros inferiores são usadas para suprir as necessidades biomecânicas de membros ausentes e corrigir fatores estruturais e funcionais do sistema musculoesquelético, auxiliando na reestruturação da marcha (Barros, 2023; Guia [...], 2019). Essas próteses são consideradas externas (não implantadas) e podem apresentar estrutura exoesquelética (convencional) ou endoesquelética (modular), conforme visto na Figura 4.

Figura 4 - Próteses de membros inferiores.



Fonte: Confecção [...] (2013) e Carvalho (2021).

As próteses exoesqueléticas possuem uma estrutura rígida externa que reproduz o contorno anatômico da perna, conectando o encaixe ao pé protético. Oferecem alta resistência, baixo peso e necessidade de pouca manutenção, mas têm limitações no realinhamento estático e dinâmico, com menos opções e impossibilidade de intercâmbio rápido entre os componentes, além de serem menos agradável esteticamente. Atualmente, são pouco utilizadas para amputações que exigem o uso de articulação ao nível do joelho (Carvalho, 2021; Castaneda, 2021; Guia [...], 2019).

As próteses endoesqueléticas apresentam uma estrutura rígida interna formada por módulos, cobertas com espuma modelada conforme o membro oposto à amputação e revestidas com meias e capas de silicone, termoplásticos ou fibra de carbono. Seus componentes são altamente funcionais, resistentes e compactos, permitindo ajustes precisos de alinhamento estático e dinâmico. Além disso, são facilmente substituíveis e altamente ajustáveis, devido à ampla disponibilidade no mercado. Elas são adequadas para todos os níveis de amputação de membros

inferiores, exceto para amputações parciais de pé e tornozelo (Barbin, 2017; Guia [...], 2019; Carvalho, 2021; Lusardi *et al.*, 2013 *apud* Barros, 2023; Santos, 2018).

3.1.2 Próteses transtibiais específicas para corrida

A amputação transtibial é caracterizada por um corte na altura da tíbia e da fíbula, ossos localizados entre o joelho e o pé. Pode ocorrer em três níveis: terço proximal (próxima ao joelho), terço médio (na transição musculotendínea) e terço distal (próxima ao tornozelo). Ela remove todos os músculos e ossos abaixo da área de corte, mas preserva a articulação do joelho e suas funções motoras e sensoriais. Isso resulta em uma marcha mais próxima à fisiológica, com menos gastos energético e maior facilidade para colocar ou remover a prótese (Blumm, 2015; INSS, 2017; Carvalho, 2021; O'Sullivan; Schmitz, 2010 *apud* Reveilleau, 2020).

Carvalho (2021) afirma que as próteses transtibiais esportivas específicas para corrida são constituídas por dois componentes básicos: a lâmina (pé protético) e o soquete (encaixe). Durante a fase de apoio, em amputados transtibiais protetizados, a descarga de peso não é aplicada diretamente ao coto de amputação. Em vez disso, ela é distribuída pelos soquetes, que acomodam o coto e fixam a prótese ao usuário, servindo como mecanismo de suspensão (Carvalho, 2021; Santos, 2018).

Os modelos de encaixe são divididos em dois grupos: contato total com suspensão a vácuo (TSWB – Total Surface Weight Bearing) e contato por descarga no tendão paletar ou regiões com tecidos moles do coto (soquetes dos tipos KBM, PTB e PTS) (Carvalho, 2021). Na Figura 5, estão descritos os encaixes KBM, PTB e PTS, os mais frequentemente utilizados para amputações transtibiais.

Figura 5 - Principais encaixes para próteses transtibiais.

 <p>PTB</p>	<p>PTB (Patela, tendão, bearing): é o encaixe mais antigo das próteses de membros inferiores transtibiais após evolução da técnica de confecção de próteses. Tem-se uma descarga sobre o tendão patelar, bordo proximal de encaixe e termina no nível central do joelho.</p>
 <p>KBM</p>	<p>KBM (Kondylen, Bettung, Münster): é o tipo de encaixe mais utilizado para amputações atualmente e tem-se uma descarga sobre o tendão patelar. O bordo proximal possui formato de duas orelhas envolvendo os côndilos e mantém a patela livre.</p>
 <p>PTS</p>	<p>PTS (Prothèse tibiale supracondylienne): envolve toda a patela e é indicado para cotos muito curtos. O bordo anterior termina acima da patela e tem-se uma pressão sobre o quadríceps.</p>

Fonte: Barros (2023).

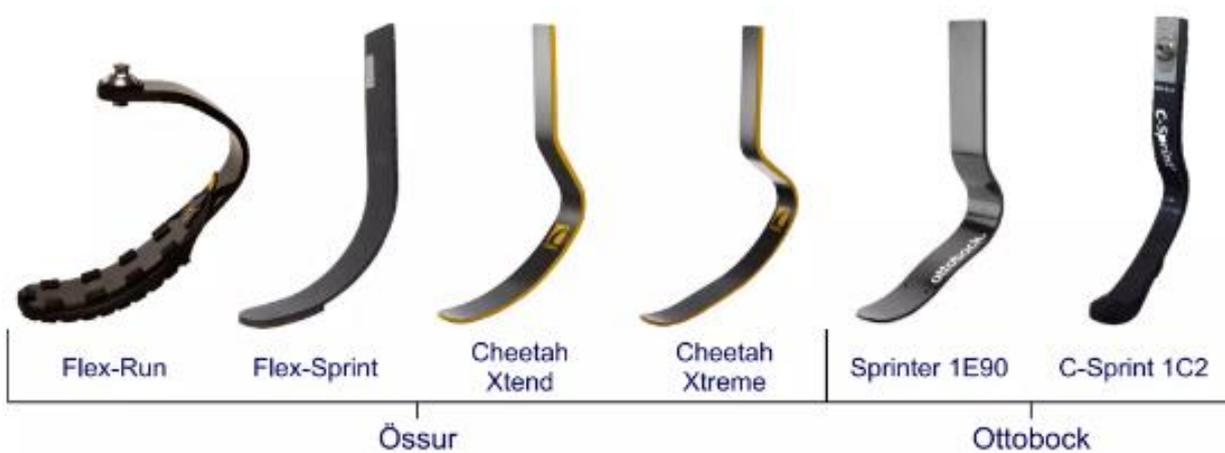
Os pés esportivos, geralmente feitos de fibra de carbono – leve, flexível, forte e resistente, são projetados de acordo com a modalidade esportiva e apresentam lâminas com formato em “C” ou “J”, que tocam o solo apenas na região do antepé. Essas lâminas são desenvolvidas para suportar a massa corporal do usuário e a força exercida por ele. Sua rigidez é diretamente proporcional ao peso corporal do indivíduo. Assim, quanto mais pesado for o indivíduo, mais rígida será a prótese. Além disso, quanto maior a deformação da lâmina ao tocar o solo, maior é o tempo de contato com solo (Carvalho, 2021; Beck; Taboga; Grabowski, 2017 *apud* Volpato, 2018).

Baum *et al.* (2016) verificaram que as próteses específicas para corrida comprimem de 2,3 a 8,0 cm durante o carregamento, e estudos anteriores relatam compressões de 3 a 5 cm durante testes mecânicos de queda e deflexão. Portanto, a prática padrão é modelar essas próteses com uma altura extra de até 5 cm em relação ao membro intacto. Essa compensação mantém a pelve paralela ao solo durante a compressão da lâmina na fase de apoio (Carvalho, 2021).

Essas próteses se comportam como uma mola, com eficiência avaliada pela variação de energia entre os processos de carregamento e descarregamento. Idealmente, toda a energia armazenada durante o carregamento é liberada no descarregamento (Rodrigues, 2013; Hobara, 2014 *apud* Gushiken; Freire 2021).

Atualmente, existem diversos modelos de próteses esportivas, entre eles se destacam: Flex-run, Flex-sprint, Cheetah, Sprinter e C-sprinter (Figura 6). As próteses Flex-sprint e Cheetah foram projetadas para corridas de curto percurso com alta velocidade, enquanto a Flex-run é destinada a corrida de menor velocidade e maior duração (Rodrigues, 2013). O modelo Cheetah se destaca por devolver cerca de 90% da energia durante a corrida (Össur, 2020).

Figura 6 - Próteses específicas para corrida.



Fonte: Rigney (2016).

3.2 BIOMECÂNICA DA LOCOMOÇÃO HUMANA

A biomecânica é definida por Hall (2016) como a ciência que aplica os princípios da mecânica na compreensão de aspectos anatômicos e funcionais de organismos vivos. A análise biomecânica envolve o estudo do movimento desses seres e o efeito de diferentes forças sobre eles (Hamill *et al.*, 2016).

O estudo biomecânico é analisado sob três perspectivas principais: cinemática, cinética e anatomia funcional. A cinemática estuda as características do movimento em termos de tempo e espaço, sem considerar suas causas ou consequências. Já a cinética foca no estudo das forças que atuam em um sistema, determinando as causas do movimento. Enquanto a anatomia funcional, por sua vez, examina como a estrutura anatômica contribui para a realização do movimento (Hall, 2016; Hamill *et al.*, 2016).

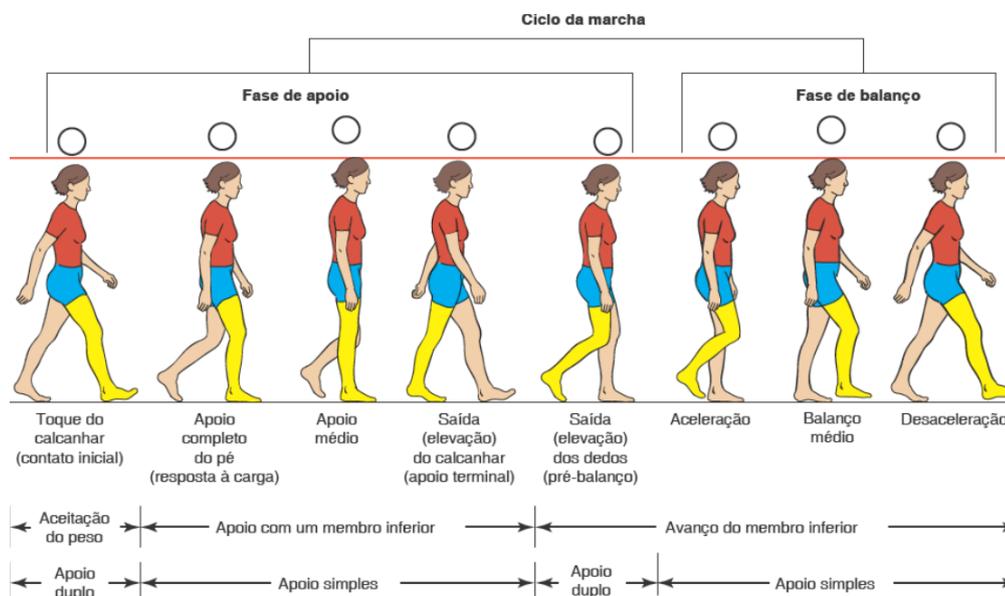
Para este estudo, alguns aspectos da biomecânica relacionados à locomoção humana precisam ser compreendidos, como a marcha humana e as forças de reação do solo (FRS), que serão abordados nos próximos tópicos.

3.2.1 Marcha humana

A marcha humana é o modo de locomoção caracterizado pela alternância de movimentos dos membros inferiores (Mansour *et al.*, 2018). A velocidade varia a cada passo, acompanhada pelo movimento do centro de massa nos planos frontal e sagital. Esse processo requer equilíbrio e coordenação entre os membros e o tronco, facilitados pelos deslocamentos angulares em torno dos eixos próximos às articulações (Lippert, 2018; Carvalho, 2021). Logo, o estilo de marcha de cada pessoa é único e pode ser influenciado por condições físicas e psicológicas (Rodrigues, 2013).

O ciclo da marcha compreende o intervalo de tempo entre o contato inicial do pé com o solo e o momento no qual esse mesmo pé encontra o solo novamente (Lippert, 2018; Hamill *et al.*, 2016). Ele é dividido em duas fases principais, a fase de apoio e a fase de balanço, como mostrado na Figura 7. A fase de apoio inicia quando o calcanhar de um pé toca o solo e termina quando ele se eleva, abrangendo cerca de 60% do ciclo da marcha. Já a fase de balanço acontece quando o pé não está em contato com o solo, desde o momento que ele deixa o solo até o calcanhar encontrar o solo novamente, correspondendo a cerca de 40% do ciclo da marcha (Lippert, 2018).

Figura 7 - Ciclo da marcha humana.



Fonte: Lippert (2018).

Conforme Enoka (1998), a marcha normal humana envolve dois aspectos principais, a caminhada e a corrida. A corrida difere da caminhada principalmente pela

velocidade e pelos períodos de apoio. Durante a corrida, os dois períodos de apoio duplo da caminhada são substituídos por dois períodos sem apoio, acompanhados pela sobreposição das fases de balanços dos dois membros (Neumann, 2011; Lippert, 2018). O percentual da fase de apoio e a duração do ciclo total diminuem conforme o aumento da velocidade, caindo geralmente de 60% para 40% na transição do caminhar para o correr (Neumann, 2011). Para correr, é necessário maior equilíbrio e coordenação devido a base da marcha reduzida e a ausência de apoio duplo. Por conta das velocidades mais altas, o corpo absorve mais forças e demanda contrações musculares mais intensas (Lippert, 2018).

Além disso, existem três estilos principais de contato inicial durante a corrida. O retropé, comum em velocidades lentas, envolve o calcanhar tocando o solo primeiro, podendo causar impacto significativo e prejudicial à saúde. O antepé, usado em corridas curtas, faz o contato inicial com as pontas dos pés e depois com a planta do pé até quase tocar o calcanhar no solo, exigindo alto preparo. O mediopé, menos prejudicial, inicia o contato com a planta do pé, evitando o impacto no calcanhar, e requer preparo físico médio (Neumann, 2011; Rodrigues, 2013).

A marcha para amputados de membros inferiores apresenta algumas alterações quando comparadas à marcha normal. Segundo Carvalho (2021), os amputados enfrentam certa dificuldade na marcha devido à falta de coordenação muscular causada pela ausência de informações sensoriais adequadas, o que resulta em uma marcha assimétrica, com maior oscilação do centro de gravidade e aumento no gasto energético. Essa demanda metabólica aumenta à medida que o nível de amputação é mais elevado. Por exemplo, indivíduos com amputação transtibial unilateral necessitam de 20% a 30% mais energia metabólica para caminhar nas mesmas velocidades que não amputados (Fonseca, 2011; Grabowski; Rifkin; Kram, 2010 *apud* Nascimento, 2018).

A marcha com prótese deve ser segura, eficiente e simétrica. Ela é influenciada pela qualidade da prótese e pelas condições fisiológicas do amputado. Portanto, desvios podem ocorrer por conta de deficiências do amputado e de problemas no alinhamento, adaptação ou construção do componente protético. Isso porque as próteses compensam a perda do controle neural e dos órgãos efetores da marcha. Os encaixes protéticos a conectam ao membro residual e funcionam como transmissores de forças e movimentos, além de permitirem a substituição de funções do pé, como a

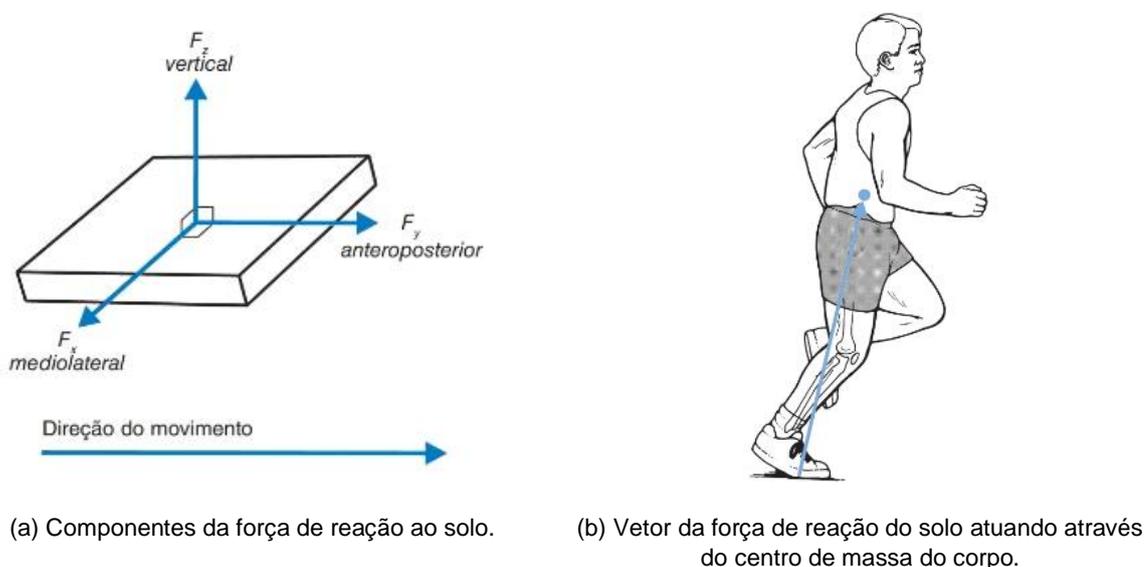
transferência de informações proprioceptivas e absorção de impacto, para os locais de apoio no coto de amputação (Carvalho, 2021; Perry, 2004 *apud* Matos, 2014).

3.2.2 Forças de reação do solo (FRS)

Conforme a 3ª Lei de Newton, toda força aplicada gera uma força de reação igual e oposta. Na marcha humana, quando o pé toca o solo, uma força de reação é gerada para cima, conhecida como Força de Reação do Solo (FRS) (Hall, 2016). Hamill *et al.* (2016) definem a FRS como a força de reação que a superfície exerce em resposta ao movimento da pessoa. Sua magnitude, direção e ponto de aplicação variam durante o período de contato com o solo. Geralmente, essa força é expressa em relação ao peso corporal (PC) do indivíduo e pode ser medida com uma plataforma de força, um dispositivo fixado ao solo no mesmo nível da área de teste.

Assim como outras forças, a FRS pode ser representada como um vetor, sendo decomposta nos componentes: FRS_z (vertical), FRS_y (anteroposterior) e FRS_x (mediolateral), como visto na Figura 8 (a). Além disso, a FRS também pode ser definida com base no somatório dos produtos das massas dos segmentos do corpo e suas acelerações, refletindo o centro de massa do indivíduo (Hamill *et al.*, 2016). Logo, ela atua no centro de massa do corpo todo, como mostra a Figura 8 (b).

Figura 8 - Forças de reação ao solo.



(a) Componentes da força de reação ao solo.

(b) Vetor da força de reação do solo atuando através do centro de massa do corpo.

Fonte: Hamill (2016).

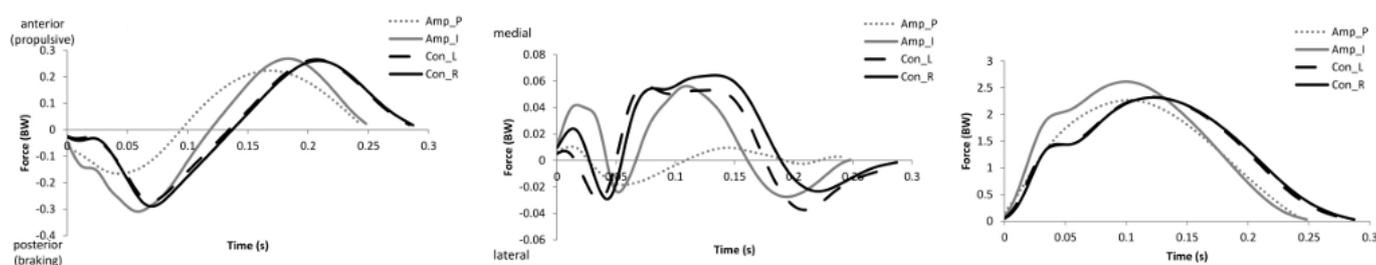
As FRS_z , perpendiculares ao plano do solo, aceleram o centro de massa do corpo para cima. Em conjunto com o impulso vertical, que controla a ascensão do corpo, elas proporcionam o tempo aéreo necessário para o movimento dos membros para frente. A rapidez do reposicionamento dos membros é um fator limitante dessas forças e, conseqüentemente, da velocidade de corrida. Um reposicionamento lento requer aumento das FRS_z , pois tempos de balanços prolongados e menor frequência de passos demandam maiores forças verticais para alcançar uma determinada velocidade (Weyand, 2009; Weyand, 2000 *apud* Baum *et al.*, 2016; Rodrigues, 2013).

As FRS_y são responsáveis pelo controle das acelerações horizontais do centro de massa. Já os impulsos anteroposteriores regulam o momento horizontal, afetando as mudanças na velocidade horizontal do centro de massa. Essas alterações de velocidade podem ser divididas em duas fases: a fase de frenagem que apresenta valores negativos e atua como um freio, reduzindo a velocidade do corredor; e a fase de propulsão caracterizada por valores positivos, o que impulsiona o corredor na direção do movimento e aumenta sua velocidade (Baum *et al.*, 2016; Cavanagh; Lafortune, 1980; Hamill *et al.*, 2016).

As FRS_x são importantes no que diz respeito à estabilidade dinâmica. As forças de reação mediolaterais apresentam maiores módulos durante corridas em curva em comparação a corrida em linha reta. Em trajetórias retas, essas forças são usadas para corrigir pequenos desequilíbrios do corpo e geralmente são desconsideradas devido aos seus valores reduzidos (Baum *et al.*, 2016; Rodrigues, 2013; Chang; Kram, 2007).

Baum *et al.* (2016) apresentam as curvas das FRS nos três eixos de referência para membros intactos (I) e protéticos (P) de indivíduos com amputação transtibial unilateral, assim como para membros esquerdo (L) e direito (R) de indivíduos não amputados (controle), durante o tempo de apoio para corrida a 3,0 m/s (Figura 9).

Figura 9 - Perfis médios de FRS para indivíduos não amputados e com amputação transtibial unilateral ao longo do tempo de apoio para corrida a 3,0 m/s.



(a) FRS Anteroposterior

(b) FRS Mediolateral

(c) FRS Vertical

Fonte: Baum *et al.* (2016).

Os membros protéticos apresentaram picos de FRS vertical, mediolateral e anteroposterior mais baixos do que os membros intactos e de controle. As forças mediolaterais menores sugerem que indivíduos amputados ajustam sua marcha para reduzir a geração de FRS_x do membro protético, a fim de manter a estabilidade e diminuir riscos de escorregões ou quedas, uma vez que o equilíbrio é mais difícil sem o controle do tornozelo. Já os membros intactos exibem maiores FRS_z , indicando compensação dos impulsos verticais dos membros protéticos sobre eles, o que aumenta a frequência de passos e eleva o risco de lesão aguda e degeneração a longo prazo. Sobre os perfis de forças anteroposteriores (FRS_y), pode-se verificar que os membros intactos geram pico de forças de frenagem e propulsiva maiores do que os membros protéticos (Baum *et al.*, 2016).

3.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Muitos fenômenos em engenharia e ciências podem ser representados por equações diferenciais parciais, mas solucioná-las analiticamente para geometrias complexas é extremamente difícil. O Método dos Elementos Finitos (MEF) oferece uma solução numérica aproximada para essas equações, permitindo prever o comportamento estrutural, mecânico, térmico, elétrico e químicos de sistemas, tanto na fase de projeto quanto na análise de desempenho (Fish; Belytschko, 2009).

O método de elementos finitos pode ser utilizado para resolver diversos problemas de engenharia, como análise de tensões, transferência de calor, escoamento de fluidos, eletromagnetismo, acústica e outros problemas

especializados (Fish; Belytschko, 2009; Norton, 2013). Na engenharia de estruturas, o MEF pode ser usado para determinar o estado de tensão e deformação de um sólido com geometria arbitrária quando submetido a ações externas (Azevedo, 2003).

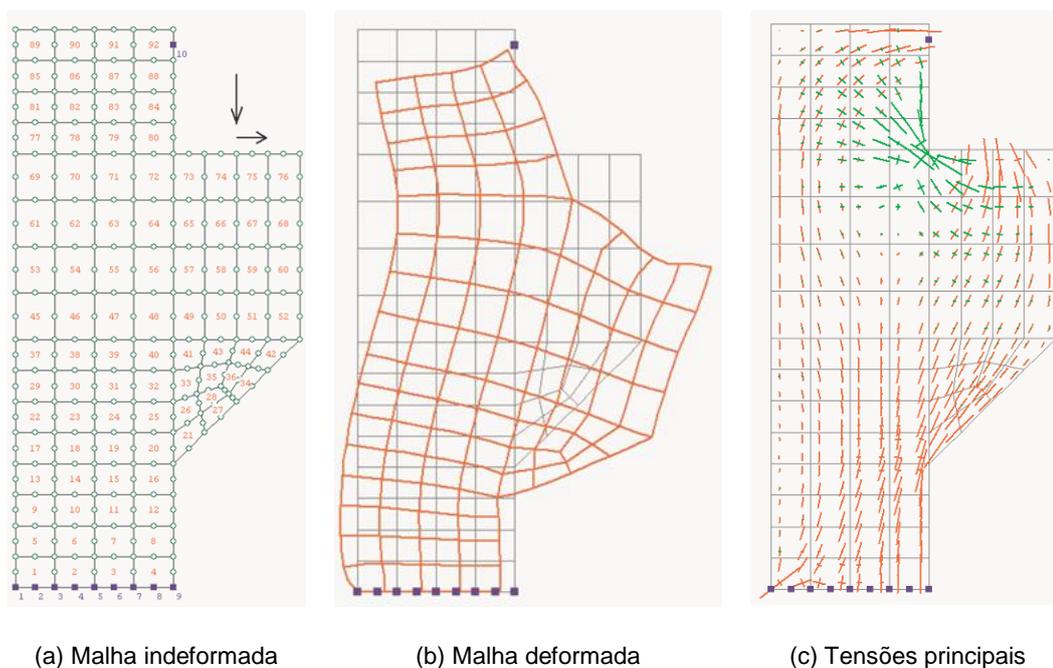
Existem diferentes abordagens para formular o MEF, entre elas, pode-se mencionar: método dos deslocamentos, modelos de equilíbrio e modelos híbridos e mistos. O método dos deslocamentos se destaca por sua maior simplicidade e, conseqüentemente, maior versatilidade (Azevedo, 2003).

Conforme Logan (2007), o método dos deslocamentos assume que os deslocamentos nodais são as principais incógnitas do problema. Esse método afirma que os elementos conectados em um nó, borda ou superfície comum antes da aplicação da carga permanecem conectados da mesma forma após a deformação. A partir disso, as equações governantes, baseadas no equilíbrio de forças e na relação força-deslocamento, são expressas em termos de deslocamentos nodais.

A partir da ideia de discretização, o método dos elementos finitos é definido por Alves Filho (2013) como um método numérico aproximado de sistemas contínuos, que envolve a divisão do corpo contínuo em um número finito de partes (elementos), conectadas entre si por pontos discretos (nós). O conjunto de elementos de comprimento finito interligados e dos pontos nodais é chamado de malha (Dagostini, 2021). Assim, o modelo matemático é elaborado com base na malha e permite modelar todo o sistema como um conjunto de partes simples.

Um exemplo da aplicação do MEF pelo método dos deslocamentos pode ser visto abaixo. A Figura 10 (a) mostra a malha de uma estrutura discretizada sob esforços externos. Já a Figura 10 (b) exhibe a malha deformada da estrutura, permitindo obter valores aproximados dos deslocamentos e das tensões instaladas. Enquanto, a partir da Figura 10 (c), é possível identificar onde as tensões principais são maiores e visualizar a trajetória das tensões na estrutura, com a cor verde indicando tração e a vermelha representando compressão (Azevedo, 2003).

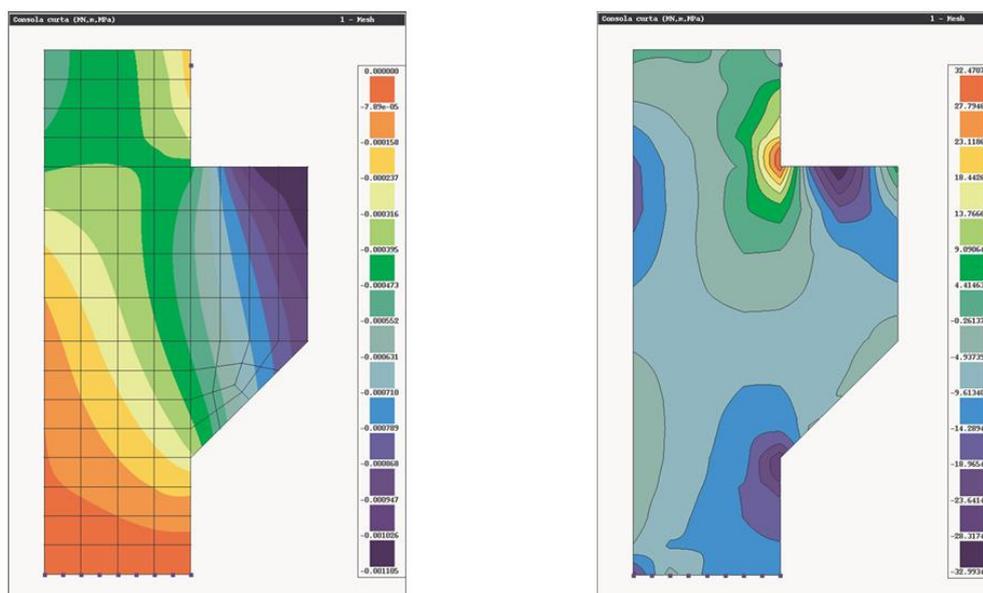
Figura 10 - Exemplo de aplicação do MEF pelo método de deslocamentos.



Fonte: Adaptado de Azevedo (2003).

Conforme Castro (2022), o software utilizado para a simulação pode calcular o gradiente de deslocamento e de tensões em cada elemento e nó da estrutura, representando esses gradientes com zonas de cores, como mostra a Figura 11.

Figura 11 - Decodificação em zonas de cores.



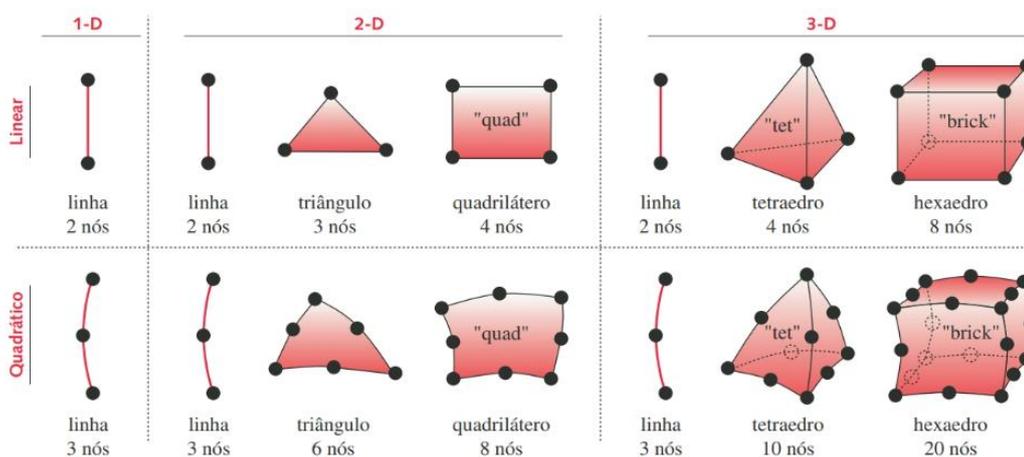
Fonte: Adaptado de Azevedo (2003).

O sucesso do MEF se deve à sua capacidade de discretizar problemas complexos através de múltiplas equações algébricas simultâneas, geradas e resolvidas por análises computacionais. Essa abordagem requer decisões críticas durante a modelagem, como a escolha do tipo de elemento. A seleção do elemento é feita com o objetivo de refletir de modo adequado às características físicas esperadas entre os nós da malha. Pois, com base nos deslocamentos nodais, é possível determinar como cada elemento se comporta internamente, de modo que uma especificação precisa desse comportamento aproxima mais o modelo do funcionamento real da estrutura (Alves Filho, 2013).

Norton (2013) explica que os elementos podem ser unidimensionais (linhas), bidimensionais (áreas) ou tridimensionais (volumes), determinando os graus de liberdade de cada nó do elemento. Eles também podem variar em ordens, que definem a complexidade da função (normalmente, polinomial) usada para interpolar o deslocamento dentro do elemento. Em geral, é mais vantajoso optar por elementos de ordem mais baixa devido ao menor tempo computacional necessário.

Elementos de alta ordem são usados em regiões curvas, enquanto elementos lineares são adequados para contornos retos. Para maior precisão, recomenda-se o uso de quadrilátero de 4 nós ou um hexaedro de 8 nós, visto que possuem deformação linear nos elementos. Em geometrias mais complexas, elementos de ordem superior, como triângulo de 6 nós ou tetraedro de 10 nós, são utilizados para melhorar a capacidade de calcular tensões (Norton, 2013). Na Figura 12 são apresentados diversos tipos de elementos utilizados no MEF.

Figura 12 - Elementos finitos comuns.



Fonte: Norton (2013).

O conjunto de equações diferenciais e condições de fronteira constitui a formulação forte (ou clássica) de um problema, cuja solução é um conjunto de incógnitas que satisfazem simultaneamente as n equações diferenciais e as m condições de fronteira em um domínio genérico Ω e em sua fronteira Γ , respectivamente. No MEF, essa formulação é transformada em uma formulação fraca equivalente, que reduz a ordem das derivadas nas equações diferenciais. Após a transformação, a aplicação de funções de aproximação conclui as etapas necessárias para implementar o método (Teixeira-Dias *et al.*, 2010).

Continuando com Teixeira-Dias *et al.* (2010), o problema de elasticidade linear tridimensional é formulado em notação tensorial, seguindo as Equações (1), que representam sua formulação forte.

$$\begin{cases} \operatorname{div}(\sigma) + b = 0 & \text{em } \Omega \\ \sigma = D : \varepsilon & \text{em } \Omega \\ \varepsilon = \frac{1}{2}[\operatorname{grad}(u) + [\operatorname{grad}(u)]^T] & \text{em } \Omega \\ \sigma \cdot n = \bar{t} & \text{em } \Gamma_t \\ u = u & \text{em } \Gamma_t \end{cases} \quad (1)$$

As equações acima estabelecem a base para a equação de equilíbrio, a relação constitutiva, a relação entre deformações-deslocamentos (que é linearizada considerando a hipótese das pequenas transformações), assim como a condição de fronteira natural e as condições de fronteira essenciais, respectivamente. O operador de divergência é representado pelo símbolo $\operatorname{div}(\cdot)$ (Teixeira-Dias *et al.*, 2010).

Nas Equações (1), σ é o tensor de tensões, b é um vetor que representa as forças aplicadas por unidade de volume (por exemplo, gravidade ou outras forças externas volumétricas). ε é o tensor de deformações, que descreve a variação nas distâncias e ângulos dentro do material quando ele é submetido a esforços. u é o vetor deslocamento que representa o movimento ou deformação dos pontos dentro do domínio Ω . Já D é o tensor que descreve a relação constitutiva entre o tensor de tensões e o tensor de deformações. Em elasticidade linear, é usado para expressar o comportamento do material conforme a lei de Hooke. n é o normal à superfície Γ_n , que aparece na condição de contorno natural, onde temos a tração superficial t . Por fim, u_t representa o deslocamento prescrito em parte da fronteira Γ_t , ou seja, uma condição de contorno de Dirichlet, onde o deslocamento é conhecido.

A partir da formulação forte, a formulação fraca do problema de elasticidade tridimensional pode ser obtida por meio do princípio dos deslocamentos virtuais, com $\delta u = 0$ em Γ_u , expressa pela Equação (2) (Teixeira-Dias *et al.*, 2010).

$$\int_{\Omega} \text{grad}(\delta u) : D : \text{grad}(u) d\Omega = \int_{\Omega} \delta u \cdot b \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta u \cdot t \, d\Gamma, \text{ com } \delta u = 0 \text{ em } \Gamma_u \quad (2)$$

A discretização espacial por elementos finitos é feita restringindo a Equação (2) ao domínio de um elemento finito, sendo reescrita conforme a Equação (3) (Teixeira-Dias *et al.*, 2010).

$$\int_{\Omega^e} \text{grad}(\delta u) : D : \text{grad}(u) d\Omega = \int_{\Omega^e} \delta u \cdot b \, d\Omega + \int_{\Gamma_t^e} \delta u \cdot \bar{t} \, d\Gamma \quad (3)$$

Ao considerar o nível do elemento finito, os campos de deslocamentos reais e virtuais são aproximados utilizando um conjunto de funções de forma e os valores dos deslocamentos nos nós, resultando nas Equações (4) e (5), respectivamente (Teixeira-Dias *et al.*, 2010).

$$u = N^e d^e \quad (4)$$

$$\delta u = N^e \delta d^e \quad (5)$$

De maneira semelhante, os gradientes dos campos de deslocamentos reais e virtuais podem ser, de modo análogo, aproximados pelas Equações (6) e (7) (Teixeira-Dias *et al.*, 2010).

$$\nabla_s u = \nabla_s (N^e d^e) = B^e d^e \quad (6)$$

$$\nabla_s \delta u = \nabla_s (N^e \delta d^e) = B^e \delta d^e \quad (7)$$

Com isso, a discretização da formulação fraca resulta, ao nível de um elemento na Equação (8) (Teixeira-Dias *et al.*, 2010).

$$\int_{\Omega^e} (\nabla_s \delta u)^T D (\nabla_s u) d\Omega = \int_{\Omega^e} (\delta u)^T b d\Omega + \int_{\Gamma_f^e} (\delta u)^T \bar{t} d\Gamma \quad (8)$$

Os deslocamentos locais devem ser então mapeados em deslocamentos globais, através do processo conhecido com assemblagem (Azevedo, 2003) resultando em um sistema linear relacionando deslocamento, carregamentos e equação constitutiva. A solução desse sistema permite obter os deslocamentos nodais, a partir dos quais o tensor de tensões e o de deformações podem ser derivados.

4 METODOLOGIA

Este capítulo detalha a metodologia empregada para a modelagem, simulação e otimização da prótese transtibial do tipo flex para corrida. A abordagem inclui a modelagem geométrica, simulações numéricas e análise paramétricas, utilizando o software *Ansys Workbench 2024 R2*.

A modelagem se baseia em estudos anteriores e nos requisitos específicos para o uso durante a corrida, como as forças de reação ao solo. A simulação se concentra na lâmina da prótese, avaliando tensões e deformações.

O capítulo está dividido em três seções: modelagem tridimensional da prótese, análise estrutural pelo método de elementos finitos e análise de correlação de parâmetros.

4.1 MODELAGEM TRIDIMENSIONAL DA PRÓTESE

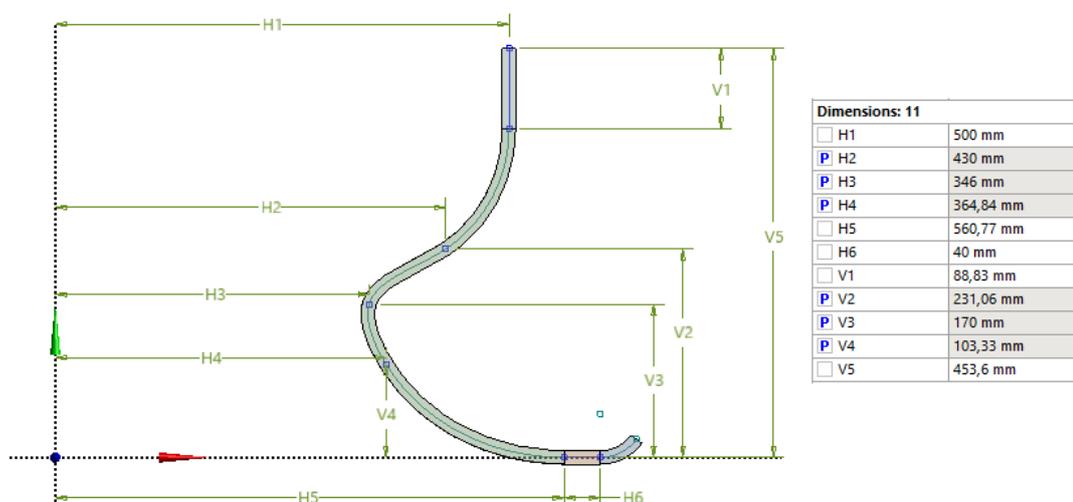
A geometria da prótese transtibial foi modelada com base nas características da prótese *Flex-Foot Cheetah Xtend*, da fabricante *Össur*. Esse modelo de lâmina é ideal para corridas mais longas e corridas de curta distância (400 a 5000 m). Essa escolha foi fundamentada no estudo de Dagostini (2021), que fornece uma análise detalhada das dimensões e do comportamento mecânico do modelo.

As variáveis de partida para a modelagem da lâmina foram o comprimento de 453,60 mm, a largura de 70 mm e a espessura de 15 mm, definidos por Dagostini (2021). A área de contato com o solo, de 40 mm, foi atribuída com base em Rodrigues (2013), que utilizou o estilo de corrida mediopé como referência.

Rodrigues (2013) também constatou que para melhorar o equilíbrio durante o movimento, a flexão da prótese deve ser concentrada em uma área específica, ocorrendo principalmente na região correspondente ao calcanhar humano. Por essa razão, a geometria foi modificada para destacar a região equivalente ao calcanhar.

A modelagem da geometria foi feita através do *Design Modeler* no *Ansys Workbench 2024 R2*, em sua versão estudantil. A curva de perfil da lâmina foi criada usando linhas, arcos e splines, sendo o spline o recurso mais empregue devido à sua capacidade de gerar curvas suaves conectadas por pontos de controle. Os parâmetros dimensionais dessa curva são apresentados na Figura 13.

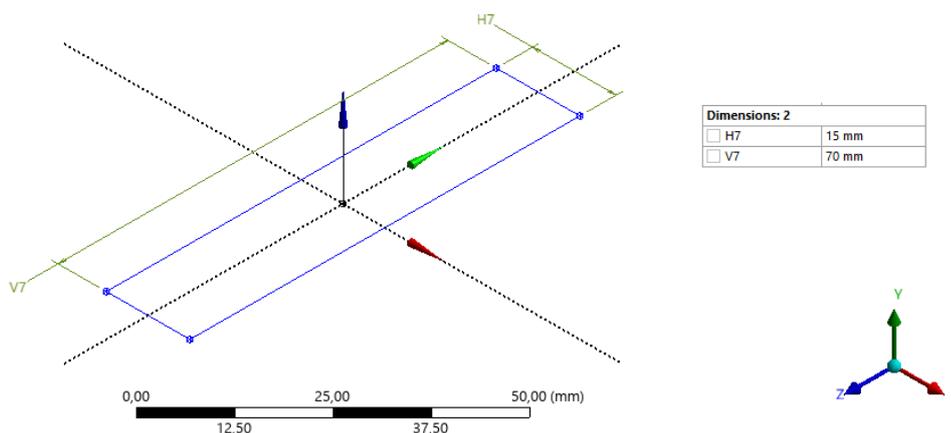
Figura 13 - Parâmetros dimensionais da curva de perfil da lâmina.



Fonte: A autora (2024).

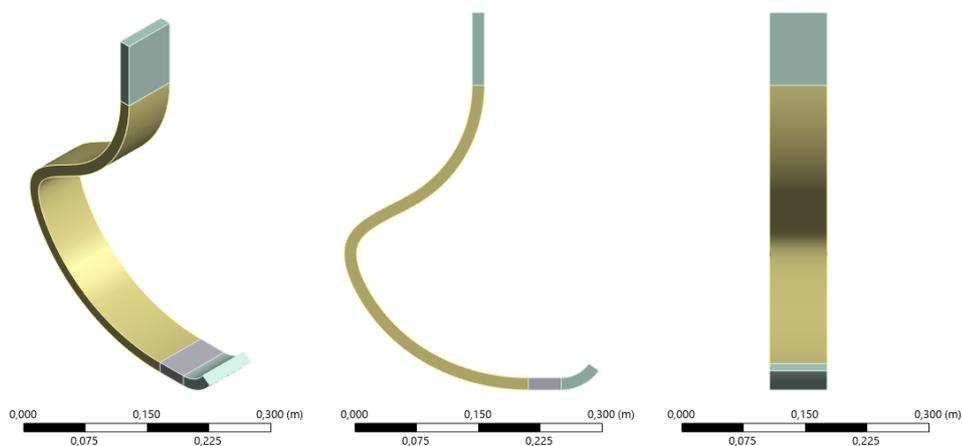
Depois, foi definida a superfície transversal com as dimensões de espessura e largura da lâmina (Figura 14), que serviu como base para aplicar a ferramenta *sweep* do *Design Modeler*, criando assim uma geometria tridimensional ao varrer o esboço bidimensional da superfície pelo caminho predefinido da curva de perfil, como pode ser visto na Figura 15.

Figura 14 - Esboço da face inicial para varredura.



Fonte: A autora (2024).

Figura 15 - Geometria tridimensional da lâmina da prótese transtibial.

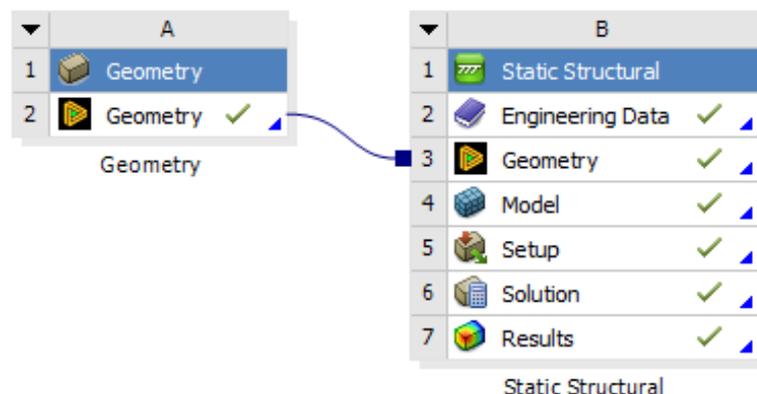


Fonte: A autora (2024).

4.2 ANÁLISE ESTRUTURAL PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

A análise estrutural foi realizada por meio do pacote estudantil do *Ansys Workbench 2024 R2*, que define um limite de 128.000 nós e elementos para a simulação. O módulo *Static Structural* segue uma ordem de preenchimento, demonstrada na Figura 16.

Figura 16 - Módulo de análise estrutural do *Ansys Workbench 2024 R2*.



Fonte: Ansys (2024).

O campo *Engineering Data* permite a escolha de um material da biblioteca do programa ou a adição de um novo material. O campo *Geometry* requer a inclusão da geometria para a simulação. Nos campos *Model* e *Setup*, a malha é gerada e as condições de contorno são aplicadas para obter a solução e os resultados (Vasconcelos Filho, 2019).

Como mostrado na Figura 16, a geometria foi definida anteriormente e, portanto, é automaticamente importada para o módulo de análise estrutural.

4.2.1 Definição das propriedades do material

Rodrigues (2013) destaca que o material utilizado para a fabricação de próteses para corrida deve possuir características específicas, como flexibilidade para absorver impactos e resistência suficiente para evitar rupturas sob baixos carregamentos. Além disso, é essencial que o material seja resistente à corrosão, a fim de garantir que a prótese possa ser utilizada em ambientes externos e expostos à maresia.

Conforme revisado na literatura, os pés esportivos modernos são frequentemente fabricados em fibra de carbono, devido a sua leveza, flexibilidade, rigidez e resistência, características que a tornam ideal para a aplicação em próteses de alto desempenho (Carvalho, 2021).

Nesse sentido, o material utilizado para a modelagem da lâmina da prótese foi selecionado a partir da própria biblioteca do *Engineering Data*. O material escolhido foi a fibra de carbono (230 GPa), cujas propriedades mecânicas estão detalhadas no Quadro 1.

Quadro 1 - Propriedades mecânicas da fibra de carbono (230 GPa).

PROPRIEDADES MECÂNICAS DA FIBRA DE CARBONO (230 GPa)	
Densidade	1800 kg/m ³
Módulo de Young longitudinal (Direção X)	$2,3 \cdot 10^{11}$ Pa
Módulo de Young transversal (Direção Y)	$2,3 \cdot 10^{10}$ Pa
Módulo de Young vertical (Direção Z)	$2,3 \cdot 10^{10}$ Pa
Razão de Poisson XY	0,20000
Razão de Poisson YZ	0,40000
Razão de Poisson XZ	0,20000
Módulo de Cisalhamento XY	$9 \cdot 10^9$ Pa
Módulo de Cisalhamento YZ	$8,2143 \cdot 10^9$ Pa
Módulo de Cisalhamento XZ	$9 \cdot 10^9$ Pa

Fonte: Ansys (2024).

Como o material escolhido possui diferentes valores de módulo de Young nas direções X, Y e Z, ele é classificado como anisotrópico, o que implica que suas propriedades mecânicas variam conforme a direção. Para uma simulação mais precisa e que reflita o comportamento real do material, foi necessário ajustar a orientação da fibra de carbono dentro da prótese. Utilizou-se a ferramenta *Element Orientation* disponível na área de modelagem do *Ansys*, a qual permitiu que os elementos fossem orientados de acordo com a direção de maior módulo de Young (direção X). Esse ajuste favorece a rigidez e a resistência da prótese na direção principal de carregamento, otimizando seu desempenho para o uso esportivo.

4.2.2 Definição da malha

A configuração da malha é essencial na análise de elementos finitos, pois define o modelo matemático para a modelagem do sistema. Uma malha bem definida, com elementos adequados em tamanho e formato, melhora a qualidade e precisão dos resultados. Logo, o tipo de elemento escolhido deve refletir as características físicas entre os nós da malha, aproximando o modelo do comportamento real da estrutura (Castro, 2022; Alves Filho, 2013).

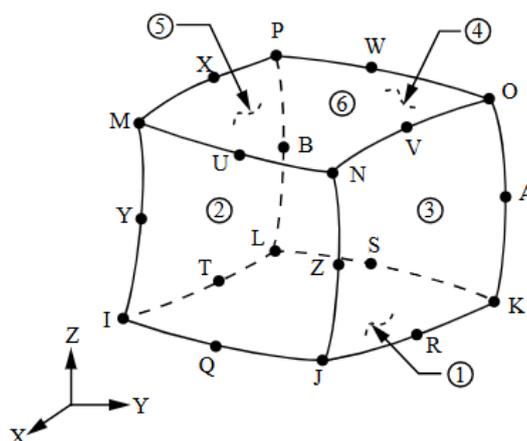
No campo *Model*, a configuração da malha e o ajuste dos elementos são realizados na ferramenta *Mesh*. Para a simulação, optou-se por uma malha fina de

elementos quadráticos, uma vez que esses elementos possuem funções de deslocamento parabólicas e proporcionam distribuição linear de tensão e deformação, o que permite estimativas mais precisas para as tensões (Norton, 2013).

O tipo de elemento predominante é o SOLID186, um elemento sólido 3D com 20 nós de ordem superior, três graus de liberdade por nó e comportamento de deslocamento quadrático. Os elementos SOLID186 suportam plasticidade, hiperelasticidade, fluência, enrijecimento de tensão, grande deflexão e grande capacidade de deformação. Também têm capacidade de formulação mista para simular deformações em materiais elastoplásticos quase incompressíveis e materiais hiperelásticos totalmente incompressíveis (Ansys, 2024).

Para a análise, o SOLID186 foi utilizado na forma de sólido estrutural homogêneo e como um sólido hexaédrico (Figura 17), empregando a formulação padrão de análise, sem configurações adicionais (Integração reduzida uniforme - KEYOPT (2) = 0).

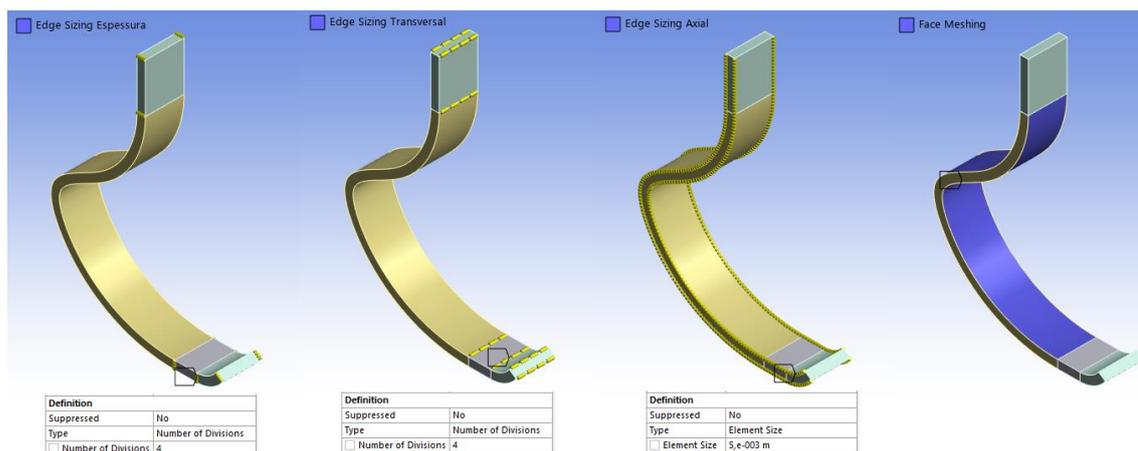
Figura 17 - Representação do elemento SOLID186 – Geometria sólida estrutural homogênea.



Fonte: Ansys (2024).

Para iniciar a simulação, foi gerada a malha padrão para o modelo. Em seguida, essa malha foi configurada para elementos quadráticos, com um tamanho de elemento de 5 mm em toda a estrutura. Posteriormente, realizou-se um refinamento adicional nas arestas utilizando a ferramenta *Sizing*, enquanto na face com maior curvatura foi aplicado um refinamento por meio da ferramenta *Face Meshing*, conforme ilustrado na Figura 18.

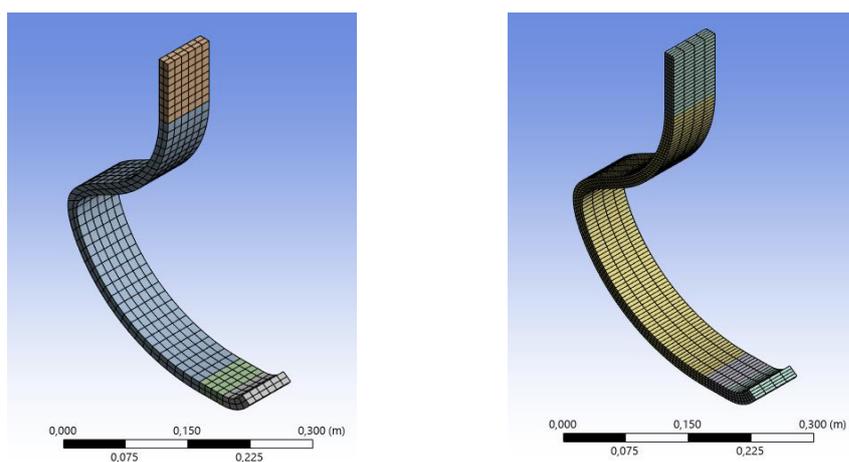
Figura 18 - Refinamento da malha - Edge Sizing e Face Meshing.



Fonte: A autora (2024).

A diferença entre a malha inicial e a refinada pode ser observada na comparação entre as Figuras 19 (a) e (b). Enquanto na Quadro 2, encontram-se as principais configurações feitas na malha, contendo o número total de nós e elementos.

Figura 19 - Configuração da malha.



(a) Malha sem nenhum tratamento

(b) Malha após o refinamento

Fonte: A autora (2024).

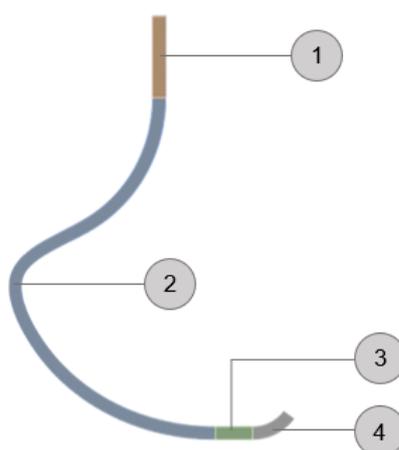
Quadro 2 - Configuração da malha, incluindo quantidade de nós e elementos.

CONFIGURAÇÃO DA MALHA	
Preferência física (Physics Preference)	Mecânica (Mechanical)
Ordem do elemento (Element Order)	Quadrática (Quadratic)
Tipo de elemento predominante	SOLID186
Tamanho do elemento (Element Size)	0,005 m
Número de nós (Nodes)	13475
Número de elementos (Elements)	2384

Fonte: A autora (2024).

4.2.3 Cargas e condições de contorno

A lâmina da prótese foi subdividida em quatro partes para modelar o comportamento biomecânico esperado durante a corrida, conforme ilustrado na Figura 20. Essa subdivisão foi realizada para facilitar a aplicação das cargas e das condições de contorno.

Figura 20 - Subdivisão da lâmina da prótese para aplicação de cargas e condições de contorno.

Fonte: A autora (2024).

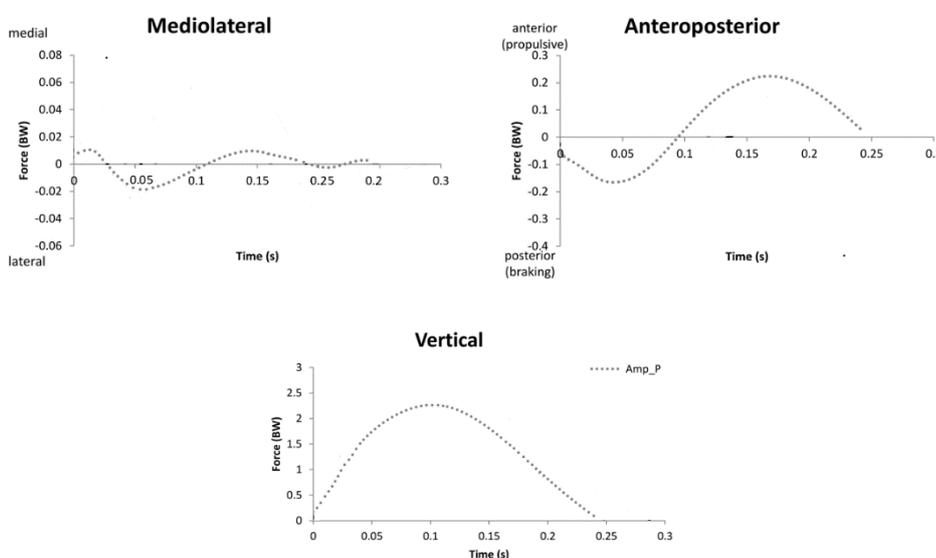
A região 1, onde a lâmina se conecta ao encaixe, está sujeita a uma condição de suporte fixo, simulando a ausência de movimento relativo nessa área. Isso assegura que as tensões e deslocamentos sejam transmitidos adequadamente para o restante da prótese. Embora na prática exista um movimento relativo entre o encaixe

e o coto de amputação, essa simplificação foi adotada na simulação para facilitar a análise (Rodrigues, 2013).

As regiões 2 e 4 não foram submetidas a condições específicas de contorno, permitindo a observação das distribuições de tensões e deslocamentos sem restrições adicionais.

A região 3, correspondente à área de contato com o solo, foi submetida às forças de reação ao solo conforme os dados fornecidos por Baum *et al.* (2016). As curvas utilizadas para análise, apresentadas na Figura 21, representam a distribuição de carga durante a fase de apoio da corrida a uma velocidade de 3,0 m/s para o membro protético de indivíduos com amputação transtibial unilateral.

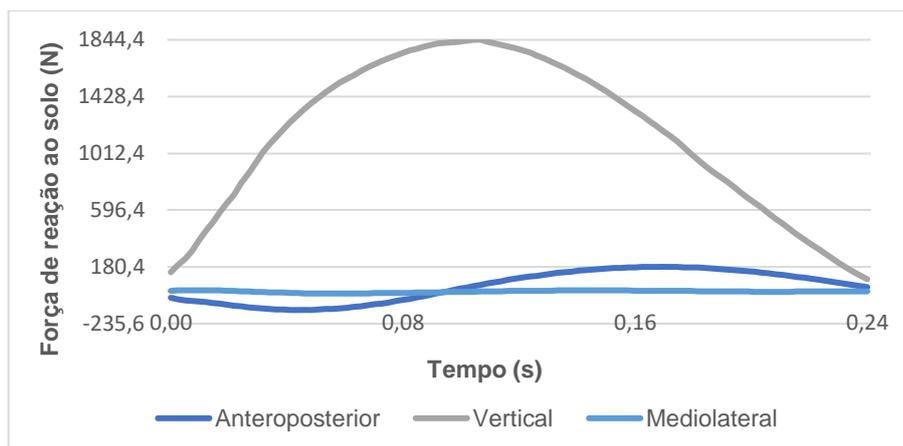
Figura 21 - Forças de reação ao solo para membro protético de indivíduos com amputação transtibial unilateral.



Fonte: Baum *et al.* (2016).

Os gráficos apresentados estão em função do peso corporal do indivíduo (BW - *Body Weight*). Para a simulação, os dados foram convertidos para Newton (N) usando a massa média de 82,3 kg do estudo de Baum *et al.* (2016) como referência. As curvas foram digitalizadas e os pontos extraídos com o *GetData Digitizer*. Em seguida, as forças foram interpoladas com o auxílio do *Python Spyder* para ajustar um intervalo de tempo comum entre as curvas. Como resultado, as forças de reação ao solo aplicadas na região 3, para os componentes anteroposterior, vertical e mediolateral, podem ser vistas na Figura 22.

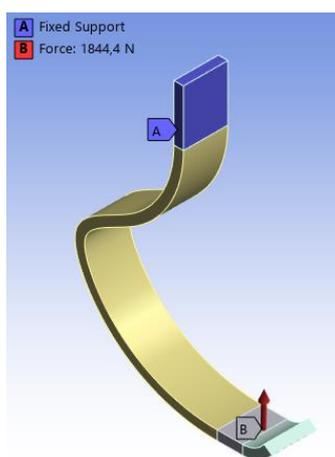
Figura 22 - Forças de reação ao solo interpoladas.



Fonte: A autora (2024)

Na Figura 23, estão ilustradas as cargas e as condições de contorno aplicadas na simulação do modelo. O suporte fixo é representado pela região denominada A, enquanto as cargas estão distribuídas na região B.

Figura 23 - Cargas e condição de contorno.



Fonte: A autora (2024).

4.3 ANÁLISE DE CORRELAÇÃO DOS PARÂMETROS DIMENSIONAIS

A construção de próteses requer a personalização das dimensões, flexibilidade e resistência, de maneira adequada para o atleta, levando em conta as diferentes formas como se dá a movimentação durante a corrida.

Nesse contexto, é fundamental que haja, em alguma escala, alguma forma de buscar, dentre as diversas possibilidades de geometrias disponíveis, aquelas que se

traduzem como ótimas do ponto de vista de cinética, deformação e resistência mecânica. Partindo da definição da geometria tal como mostrado na Figura 13, foram feitas diversas simulações variando a posição das coordenadas de construção.

O objetivo da análise de correlação de parâmetros é identificar quais parâmetros dimensionais têm maior impacto nas tensões e deslocamentos da lâmina da prótese, visando minimizar as tensões e determinar uma configuração geométrica ideal. A otimização será realizada por meio do método de superfície de resposta, utilizando o módulo *Response Surface* do *Ansys Workbench*. Este módulo integra os conceitos de *Design of Experiments* (DOE) e *Response Surface*, utilizando os dados configurados na ferramenta *Parameters* para a análise e otimização dos parâmetros dimensionais.

4.3.1 Definição das variáveis de projeto (Parameters)

O processo de otimização para encontrar a configuração geométrica que minimize tensões foi iniciado com a seleção das variáveis de projeto (parâmetros).

Os parâmetros de entrada selecionados para a análise de correlação foram os pares ordenados (H2, V2), (H3, V3) e (H4, V4), devido à presença de altas tensões nesta região. Enquanto os parâmetros de saída incluíram a máxima tensão equivalente (von Mises) e o deslocamento máximo no eixo Y na área de contato com o solo (Região 3). No Quadro 3, é possível verificar as variáveis de projeto.

Quadro 3 - Parâmetros de entrada e saída para otimização.

PARÂMETROS DE ENTRADA	
P21 - H2 [mm]	430
P22 - H3 [mm]	346
P23 - H4 [mm]	364,84
P24 - V2 [mm]	231,06
P25 - V3 [mm]	170
P26 - V4 [mm]	103,03
PARÂMETROS DE SAÍDA	
P19 - Tensão máxima equivalente (von Mises) [MPa]	234,51
P20 - Deslocamento máximo no eixo Y [m]	0,00692

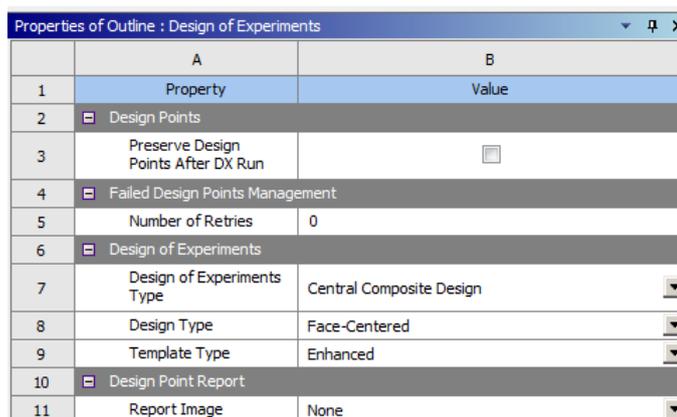
Fonte: A autora (2024).

4.3.2 Geração de pontos do Design of experiments

O *Design of Experiments* (DOE) é uma ferramenta para calcular os valores de respostas em pontos específicos de máximo e mínimo das variáveis de projeto, com o intuito de economizar tempo, reduzir custos e otimizar recursos. Ao combinar o DOE com a modelagem de superfície de resposta, pode-se mapear de modo eficaz o espaço de design paramétrico. A partir dos pontos gerados pelo DOE, é criada uma superfície de resposta que permite analisar a sensibilidade das variáveis de saída e utilizar um número reduzido de combinações de design (Damor; Patel, 2024).

O *Ansys* oferece várias opções para o tipo de DOE. Nesse projeto, o método empregue foi o Arranjo Composto Central (CCD – Central Composite Design). Consiste em um projeto quadrático composto por três grupos de elementos experimentais: um fatorial completo ou fracionário, pontos centrais e pontos axiais adicionais. Dependendo da localização dos pontos axiais, que representam os valores extremos de cada fator, os arranjos podem ser circunscritos, inscritos ou de face centrada (Amaral *et al.*, 2018). Para esta análise, foi escolhido o arranjo de face centrada. A configuração do *Design of Experiments* está ilustrada na Figura 24.

Figura 24 - Configuração do Design of Experiments.



	A	B
1	Property	Value
2	Design Points	
3	Preserve Design Points After DX Run	<input type="checkbox"/>
4	Failed Design Points Management	
5	Number of Retries	0
6	Design of Experiments	
7	Design of Experiments Type	Central Composite Design
8	Design Type	Face-Centered
9	Template Type	Enhanced
10	Design Point Report	
11	Report Image	None

Fonte: A autora (2024).

O intervalo de valores para cada parâmetro, obtido a partir do DOE, foi gerado com base em um limite inferior e um limite superior. Entretanto, como a geometria foi, em grande parte, construída utilizando *splines*, as alterações permitidas nos parâmetros foram limitadas, restringindo a amplitude das variações possíveis e

configurando uma das limitações do estudo. Os limites inferiores e superiores para cada parâmetro estão detalhados na Tabela 1.

Tabela 1 - Limites inferiores e superiores dos parâmetros de entrada.

PARÂMETRO	LIMITE INFERIOR [mm]	LIMITE SUPERIOR [mm]
P21 - XY.H2	400	460
P24 - XY.V2	220	240
P22 - XY.H3	320	370
P25 - XY.V3	153	187
P23 - XY.H4	340	390
P26 - XY.V4	90	110

Fonte: A autora (2024).

Os pontos foram gerados separadamente para os pares ordenados (H2, V2), (H3, V3) e (H4, V4). Para cada par, foram gerados 17 pontos de amostra experimental e, posteriormente, duas superfícies de resposta: uma para tensão e outra para deslocamento. Os pontos de amostra experimental para a correlação dos parâmetros H2 e V2 podem ser visualizados na Tabela 2.

Tabela 2 - Pontos experimentais - Design of experiments - H2,V2.

Pontos experimentais	P21 - XY.H2	P24 - XY.V2	P19 - Tensão	P20 - Deslocamento
	[mm]	[mm]	equivalente máxima [Pa]	máximo no eixo Y [m]
1	430	230	2,3594E+08	0,006918
2	400	230	2,1772E+08	0,007101
3	415	230	2,2817E+08	0,006986
4	460	230	2,6128E+08	0,006860
5	445	230	2,4520E+08	0,006885
6	430	220	2,6316E+08	0,006915
7	430	225	2,5091E+08	0,006917
8	430	240	2,2384E+08	0,006950
9	430	235	2,3350E+08	0,006930
10	400	220	2,5184E+08	0,007058
11	415	225	2,4427E+08	0,006971
12	460	220	2,7792E+08	0,006872
13	445	225	2,5874E+08	0,006885

Fonte: A autora (2024).

Tabela 2 - Pontos experimentais - Design of experiments - H2,V2.

(Continuação)

Pontos experimentais	P21 - XY.H2 [mm]	P24 - XY.V2 [mm]	P19 - Tensão equivalente máxima [Pa]	P20 - Deslocamento máximo no eixo Y [m]
14	400	240	1,9723E+08	0,007185
15	415	235	2,1326E+08	0,007011
16	460	240	2,5051E+08	0,006860
17	445	235	2,4409E+08	0,006883

Fonte: A autora (2024).

Os pontos de amostra experimental para a correlação dos parâmetros H3 e V3 podem ser visualizados na Tabela 3.

Tabela 3 - Pontos experimentais - Design of experiments – H3,V3.

Pontos experimentais	P22 - XY.H3 [mm]	P25 - XY.V3 [mm]	P19 - Tensão equivalente máxima [Pa]	P20 – Deslocamento máximo no eixo Y [m]
1	345	170	2,3698E+08	0,006962
2	320	170	3,3737E+08	0,008317
3	332,5	170	2,8390E+08	0,007571
4	370	170	1,7652E+08	0,006183
5	357,5	170	2,1130E+08	0,006499
6	345	153	2,4139E+08	0,006698
7	345	161,5	2,3400E+08	0,006808
8	345	187	2,5792E+08	0,007375
9	345	178,5	2,5018E+08	0,007151
10	320	153	3,5637E+08	0,008192
11	332,5	161,5	2,9589E+08	0,007435
12	370	153	1,8096E+08	0,005910
13	357,5	161,5	2,0151E+08	0,006339
14	320	187	3,3686E+08	0,008702
15	332,5	178,5	2,8512E+08	0,007747
16	370	187	2,0329E+08	0,006570
17	357,5	178,5	2,2030E+08	0,006690

Fonte: A autora (2024).

Os pontos de amostra experimental para a correlação dos parâmetros H4 e V4 podem ser visualizados na Tabela 4.

Tabela 4 – Pontos experimentais – Design of experiments – H4, V4.

Pontos experimentais	P23 - XY.H4 [mm]	P26 - XY.V4 [mm]	P19 - Tensão equivalente máxima [Pa]	P20 – Deslocamento máximo no eixo Y [m]
1	365	100	2,3214E+08	0,006987
2	340	100	2,1291E+08	0,007829
3	352,5	100	2,2222E+08	0,007347
4	390	100	2,7401E+08	0,006566
5	377,5	100	2,5150E+08	0,006729
6	365	90	2,3340E+08	0,007223
7	365	95	2,3528E+08	0,007100
8	365	110	2,5209E+08	0,006784
9	365	105	2,3423E+08	0,006880
10	340	90	2,0849E+08	0,008108
11	352,5	95	2,2102E+08	0,007475
12	390	90	2,6166E+08	0,006728
13	377,5	95	2,4648E+08	0,006827
14	340	110	2,1992E+08	0,007577
15	352,5	105	2,2962E+08	0,007225
16	390	110	2,9514E+08	0,006452
17	377,5	105	2,6196E+08	0,006645

Fonte: A autora (2024).

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo, serão apresentados os resultados das simulações numéricas realizadas com o objetivo de avaliar o comportamento mecânico da lâmina da prótese transtibial do tipo flex durante a corrida. As análises foram conduzidas utilizando o *Ansys Workbench* 2024 R2, com base no modelo geométrico, condições de contorno, forças de reação ao solo e demais parâmetros definidos anteriormente na seção de metodologia. Os resultados foram separados em três análises principais: teste de convergência da malha, análise estrutural quasiestática e análise de correlação de parâmetros dimensionais.

O capítulo começa com a apresentação do teste de convergência da malha. Em seguida, serão discutidos os resultados das tensões equivalentes de von Mises na lâmina da prótese e dos deslocamentos direcionais no eixo Y na região de contato com o solo. Posteriormente, será feita a otimização dos parâmetros dimensionais

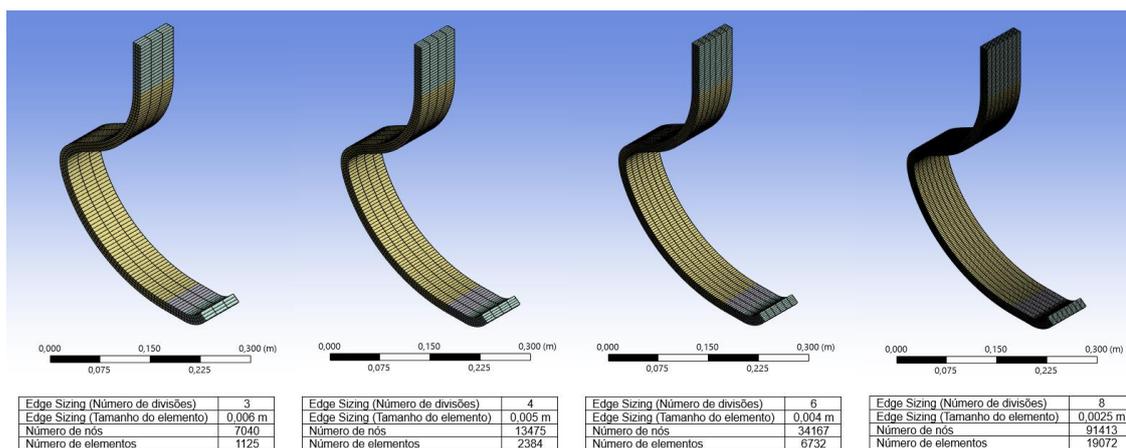
usando superfícies de resposta geradas pelo *Design of Experiments*, com o objetivo de minimizar as tensões na prótese. Por fim, será avaliada a melhor configuração geométrica para garantir a eficiência da prótese durante a corrida.

5.1 TESTE DE CONVERGÊNCIA DA MALHA

Para o teste de convergência da malha, foram construídas quatro malhas diferentes, todas compostas por elementos quadráticos do tipo SOLID186, com o objetivo de verificar se o refinamento é adequado para a representação precisa dos campos de tensões e deformações.

Como mostrado na seção de metodologia, o número de divisões de elementos foi parametrizado nas direções transversal e de espessura, enquanto o refinamento na direção axial foi ajustado com base no tamanho dos elementos (*element size*). Esses valores foram o foco do teste. O detalhamento das malhas, com base no refinamento aplicado, é mostrado na Figura 25.

Figura 25 - Descrição das malhas utilizadas no teste de convergência.



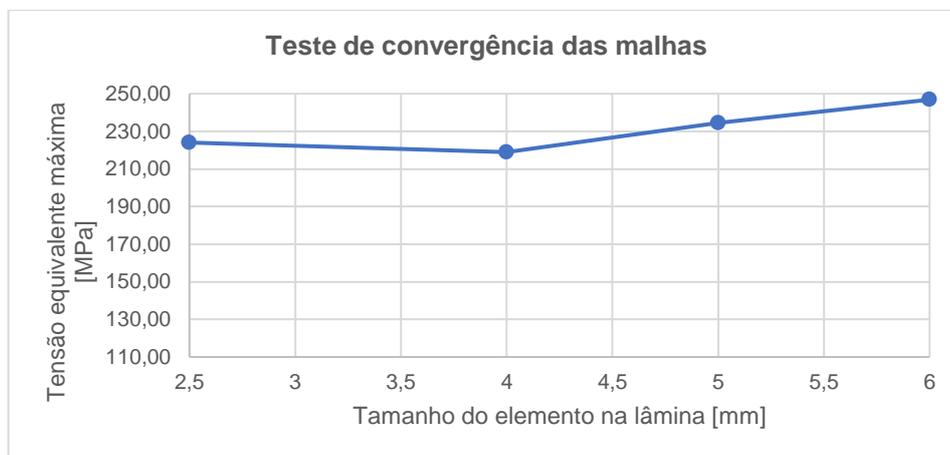
Fonte: A autora (2024).

Para analisar a variação das tensões e deslocamentos em cada malha, foram obtidas as tensões equivalentes (von Mises) máximas e os deslocamentos direcionais máximos no eixo Y, no intervalo de tempo em que se observa a maior magnitude para ambos durante a fase de apoio da corrida.

Foram plotados dois gráficos para analisar a variação das tensões e deslocamentos máximos em função do tamanho dos elementos para as diferentes

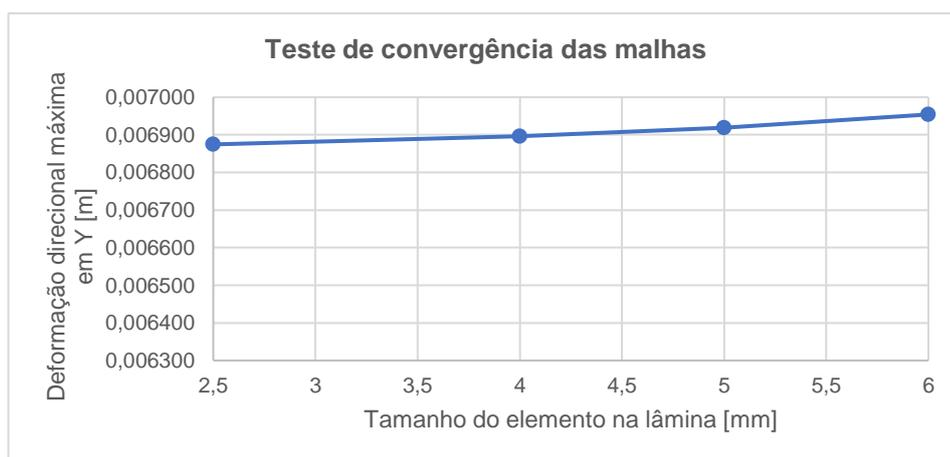
malhas, conforme mostrado nas Figura 26 e 27. Os gráficos revelam que os valores obtidos são muito próximos, indicando que os resultados se estabilizam com o ajuste do tamanho dos elementos. No entanto, é importante ressaltar que a precisão dos resultados também depende do número de divisões na malha.

Figura 26 - Teste de convergência das malhas considerando a tensão equivalente (von Mises).



Fonte: A autora (2024).

Figura 27 - Teste de convergência das malhas considerando o deslocamento direcional no eixo Y.



Fonte: A autora (2024).

Os resultados do teste estão detalhados na Tabela 5, que apresenta as tensões e deslocamentos para cada malha, acompanhados da variação percentual correspondente. Em geral, uma variação percentual menor que 5% é considerada ideal, indicando que os resultados estão estáveis e o modelo está bem definido.

Tabela 5 - Resultados encontrados no teste de convergência e variação percentual.

Malha	Número de nós	Número de elementos	Tensão equivalente (von Mises) [Pa]	Variação percentual da tensão equivalente	Deslocamento direcional máximo no eixo Y [m]	Variação percentual do deslocamento máximo
Q3	7040	1125	2,4685E+08	-9,29	0,006954	-1,14
Q4	13475	2384	2,3451E+08	-4,52	0,006919	-0,64
Q6	34167	6732	2,1894E+08	2,27	0,006896	-0,32
Q8	91413	19072	2,2392E+08	-	0,006875	-

Fonte: A autora (2024).

Após a análise de convergência, a malha escolhida para a coleta de resultados foi a Q4, devido ao equilíbrio entre precisão e eficiência computacional. A variação percentual da tensão equivalente de von Mises foi de -4,52% e a variação percentual do deslocamento máximo no eixo Y foi de -0,64%, considerando o último valor (Q8) como referência. Esses resultados indicam que a malha Q4 proporciona resultados suficientemente próximos das malhas mais refinadas, sem variações significativas que comprometam a análise. Portanto, essa malha oferece uma boa aproximação dos resultados com menor demanda computacional.

5.2 RESULTADOS DA ANÁLISE ESTRUTURAL QUASIESTÁTICA

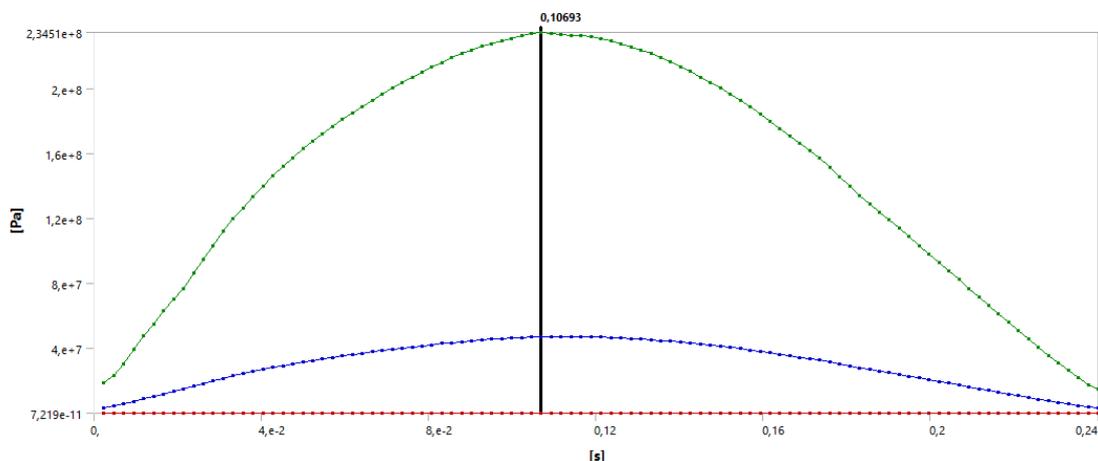
A análise estrutural quasiestática foi utilizada para avaliar como a prótese responde às cargas aplicadas durante a corrida, permitindo entender a distribuição de tensões e deslocamentos durante a fase de apoio, sem considerar efeitos dinâmicos.

A simulação se baseou nos perfis médios de FRS para indivíduos com amputação transtibial unilateral, com um tempo de apoio na corrida de 0,24 s a uma velocidade de 3,0 m/s. Esses perfis foram importados para o *Ansys* e distribuídos em 101 passos (*steps*) na análise estrutural. Assim, os resultados foram calculados para tensão equivalente (von Mises) e deslocamentos direcionais no eixo Y para cada um desses passos.

Conforme esperado, a tensão equivalente (von Mises) máxima, de 234,51 MPa, foi localizada na região de maior curvatura da prótese. A Figura 28 mostra a distribuição de tensões durante a fase de apoio da corrida, enquanto a Figura 29

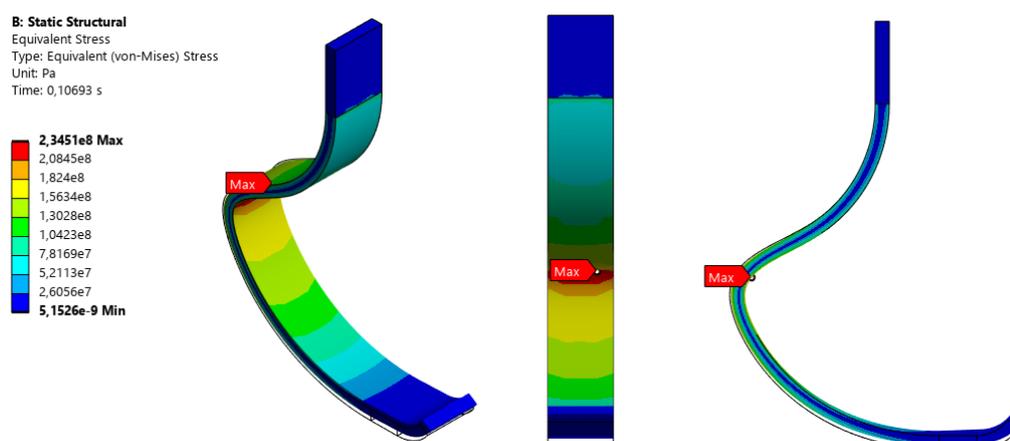
apresenta o mapa de tensões no tempo de 0,10693 s (*step* 45), no qual ocorreu a máxima magnitude de tensão no intervalo de tempo analisado.

Figura 28 - Distribuição de tensões equivalentes (von Mises) durante a fase de apoio da corrida.



Fonte: A autora (2024).

Figura 29 - Mapa de tensões no tempo de máxima magnitude de tensão do intervalo.



Fonte: A autora (2024).

No que diz respeito ao deslocamento direcional no eixo Y da prótese, esperava-se que a máxima magnitude ocorresse na região de contato com o solo. No entanto, o valor máximo foi encontrado na extremidade da lâmina, com uma magnitude de 0,0085634 m. Uma das razões para essa divergência, é a modelagem da extremidade, que pode permitir uma maior flexibilidade e, como consequência, resultar em maiores deslocamentos nessa área. Além disso, o deslocamento no eixo

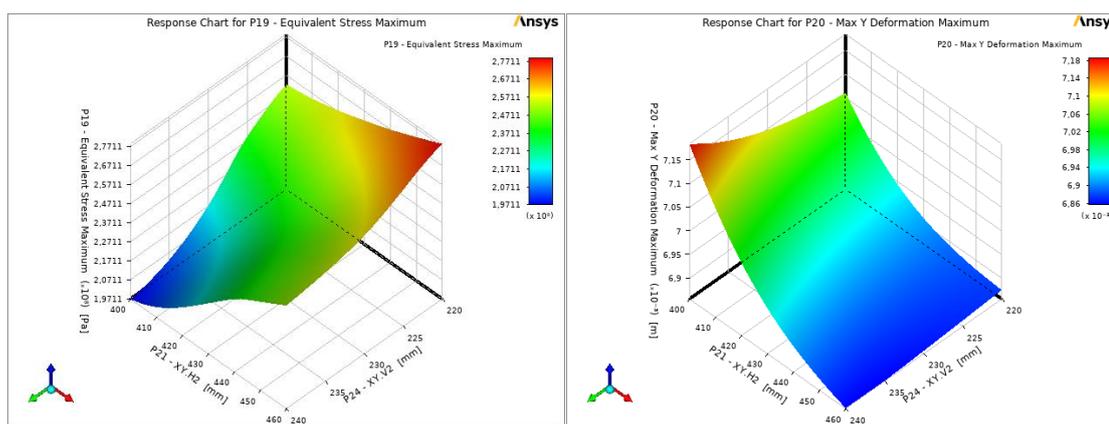
5.3 RESULTADOS DA ANÁLISE DE CORRELAÇÃO DE PARÂMETROS DIMENSIONAIS

A partir dos pontos experimentais gerados pelo *Design of Experiments* (DOE), foram criadas superfícies de resposta para os pares ordenados (H2, V2), (H3, V3) e (H4, V4), ilustrados na Figura 13. Essas superfícies mostram como a variação dos parâmetros dimensionais afetam a tensão equivalente máxima e o deslocamento direcional máximo no eixo Y. Além disso, também foram gerados os gráficos de sensibilidade local, para verificar a influência de cada parâmetro sobre as variáveis de desempenho.

5.3.1 Resultados para os parâmetros H2 e V2

As superfícies de resposta para os parâmetros de entrada H2 e V2, baseadas nos pontos experimentais da Tabela 2, estão demonstradas na Figura 32.

Figura 32 - Superfície de resposta para os parâmetros de entrada H2 e V2.



(a) Tensão equivalente máxima.

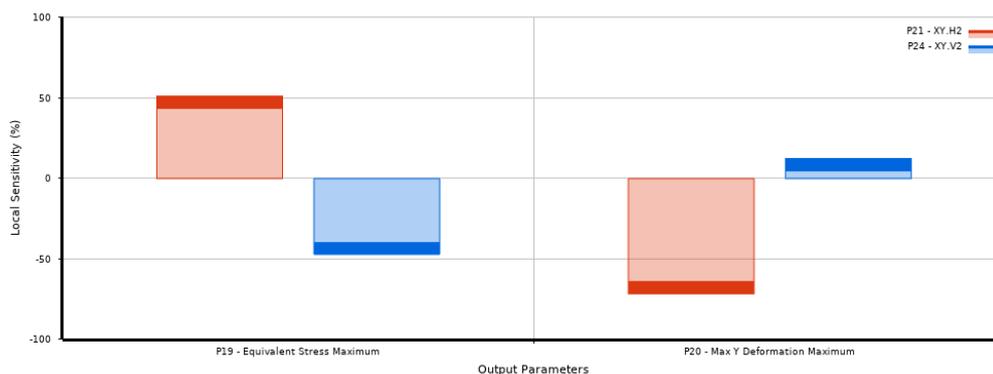
(b) Deslocamento máxima no eixo Y.

Fonte: A autora (2024).

Através da Figura 32, observa-se que a tensão equivalente máxima varia entre 197,11 MPa e 277,11 MPa, enquanto o deslocamento direcional máximo no eixo Y varia entre 0,00686 m e 0,00718 m, indicando que a escolha das coordenadas tem um impacto significativo nos valores de tensão e deslocamento durante o projeto.

A Figura 33 exibe o gráfico de sensibilidade local para os mesmos parâmetros.

Figura 33 - Sensibilidade local - Parâmetros H2 e V2.



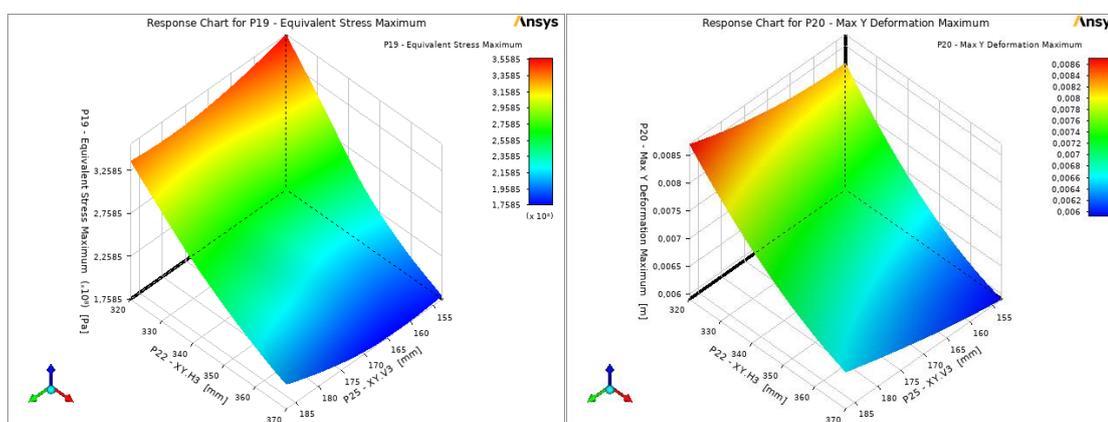
Fonte: A autora (2024).

O gráfico de sensibilidade local demonstra que o parâmetro H2 exerce uma influência significativa sobre o valor da tensão máxima, elevando-o de modo considerável, enquanto reduz o deslocamento máximo. Em contraste, o parâmetro V2 apresenta um comportamento oposto, diminui a tensão máxima, mas aumenta o deslocamento na direção Y. Dado que o objetivo da otimização é minimizar a tensão na prótese, recomenda-se reduzir o valor de H2 e aumentar o valor de V2.

5.3.2 Resultados para os parâmetros H3 e V3

As superfícies de resposta para os parâmetros de entrada H3 e V3, baseadas nos pontos experimentais da Tabela 3, estão demonstradas na Figura 34.

Figura 34 - Superfície de resposta para os parâmetros de entrada H3 e V3.



(a) Tensão equivalente máxima.

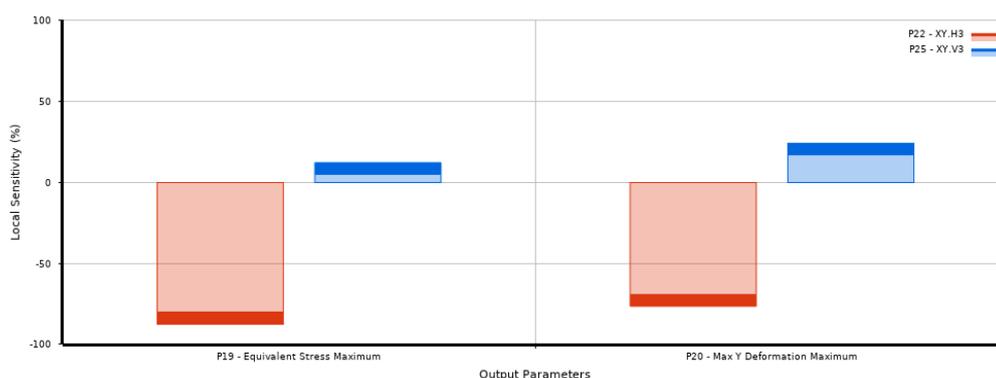
(b) Deslocamento máxima no eixo Y.

Fonte: A autora (2024).

A partir da Figura 34, observa-se que a tensão equivalente máxima varia de 175,85 MPa a 355,85 MPa, enquanto o deslocamento direcional máximo no eixo Y varia de 0,006 m a 0,0086 m. Isso indica que a escolha das coordenadas afeta mais os valores de tensão do que os de deslocamento, tornando essa abordagem uma opção viável para otimizar a prótese quando o objetivo é minimizar as tensões.

A Figura 35 mostra o gráfico de sensibilidade local para os parâmetros correspondentes.

Figura 35 - Sensibilidade local - Parâmetros H3 e V3.



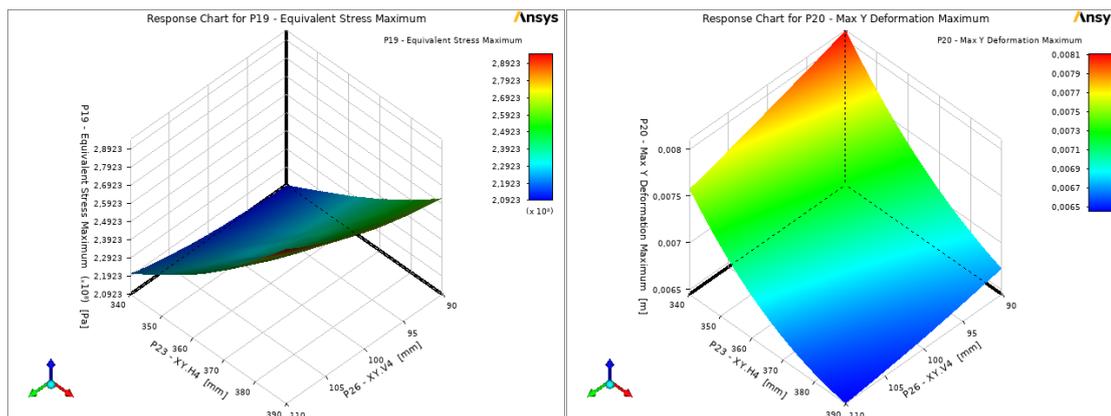
Fonte: A autora (2024).

O gráfico de sensibilidade local indica que o aumento do parâmetro H3, diminui as tensões e deslocamentos na prótese, logo exerce uma influência significativa sobre as variáveis de interesse. Enquanto o aumento do parâmetro V3, aumenta as tensões e deformações, porém tem menor impacto sobre ambos. Portanto, para minimizar a tensão equivalente na prótese, é mais eficaz aumentar o valor de H3 e, se necessário, considerar a diminuição de V3.

5.3.3 Resultados para os parâmetros H4 e V4

As superfícies de resposta para os parâmetros de entrada H4 e V4, baseadas nos pontos experimentais da Tabela 4, estão demonstradas na Figura 36.

Figura 36 - Superfície de resposta para os parâmetros de entrada H4 e V4.



(a) Tensão equivalente máxima.

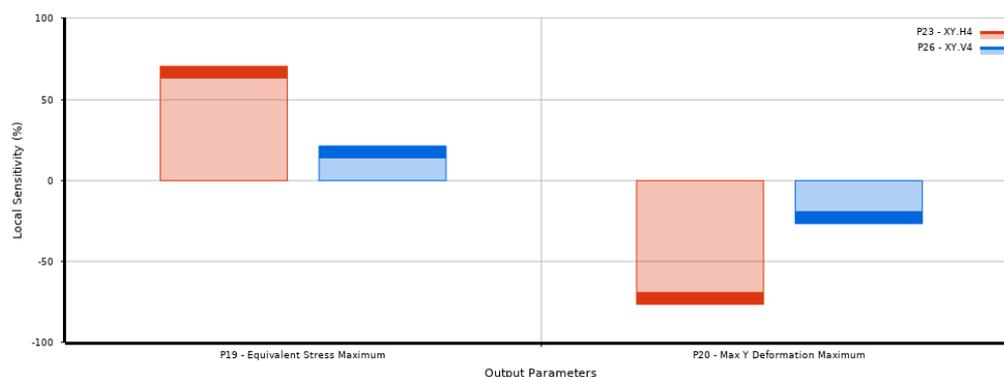
(b) Deslocamento máxima no eixo Y.

Fonte: A autora (2024).

Na Figura 36, pode-se verificar que a tensão equivalente máxima varia de 209,23 MPa a 289,23 MPa, enquanto o deslocamento máximo na direção Y varia de 0,0065 m a 0,0081 m. Isso indica que a escolha das coordenadas tem um impacto significativo nos valores de tensão e deslocamento do projeto.

A Figura 37 apresenta o gráfico de sensibilidade local para os parâmetros correspondentes.

Figura 37 - Sensibilidade local - Parâmetros H4 e V4.



Fonte: A autora (2024).

O gráfico da sensibilidade local mostra que o parâmetro H4 tem maior influência nas tensões e deslocamentos da prótese, aumentando as tensões equivalentes e reduzindo o deslocamento na direção Y. Já o parâmetro V4 tem um efeito similar, mas

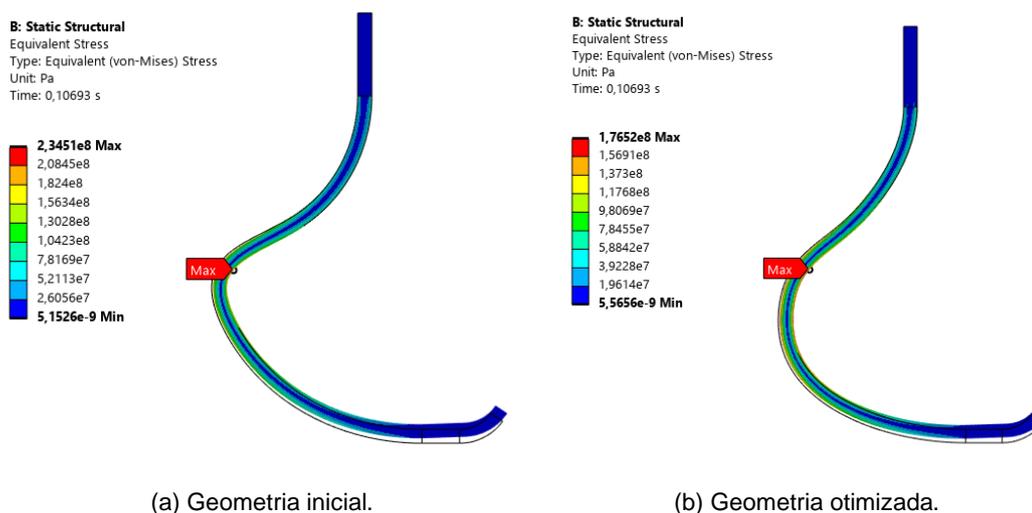
em menor intensidade. Então, para minimizar as tensões na prótese, é mais eficaz reduzir o valor de H4 e, se necessário, considerar também a diminuição de V4.

5.3.4 Seleção dos parâmetros para otimização

Depois de observar a variação da tensão e deslocamento, podemos selecionar adequadamente os valores dos parâmetros que mais são capazes de reduzir o nível de tensões obtidas. Desta forma, foi selecionado $H3 = 370$ mm. Esse parâmetro apresenta a maior sensibilidade. Embora os demais também influenciem, sua otimização será considerada somente quando apresentarem sensibilidade de mesma magnitude à de H3.

A diferença entre a geometria inicial e a geometria otimizada é mostrada na Figura 38. Na geometria otimizada, a tensão máxima equivalente foi de 176,52 MPa. Como pode ser visto, a redução alcançada foi de 24,73%. Tal valor pode ser ainda melhorado utilizando formas construtivas mais eficientes, que permitam a geração de curvas adequadas para a solução através do método de elementos finitos.

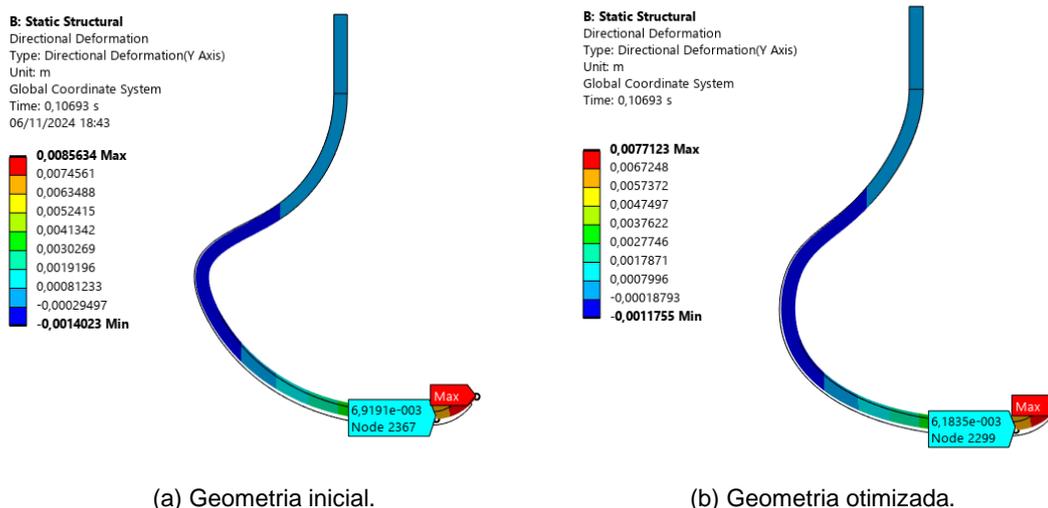
Figura 38 - Mapa de tensão para a geometria inicial e após a otimização.



Fonte: A autora (2024).

Na geometria otimizada, o deslocamento máximo no eixo Y foi de 0,0077123 m, enquanto na região de contato com o solo foi de 0,0061835 m. Conforme mostrado na Figura 39, os valores de deslocamento nas duas geometrias são próximos, contudo, houve uma redução de 10,63% no deslocamento da geometria otimizada.

Figura 39 - Mapa de deslocamentos na direção Y para a geometria inicial e após a otimização.



Fonte: A autora (2024).

Entretanto, é importante ressaltar que o deslocamento da prótese está abaixo do esperado nas duas geometrias, que normalmente varia entre 2,3 e 8,0 cm durante o carregamento. Assim, recomenda-se que sejam feitas novas otimizações, considerando o ajuste das dimensões iniciais da prótese, especialmente em termos de largura e espessura, para atingir a flexibilidade desejada.

A redução da espessura tende a aumentar o deslocamento direcional no eixo Y, pois torna o material mais flexível às forças aplicadas pelo usuário. No entanto, é preciso evitar uma espessura muito fina para não comprometer a durabilidade da prótese. De modo similar, diminuir a largura pode ampliar esse deslocamento ao reduzir a área de resistência, mas deve ser feito com cautela para que a estrutura suporte as cargas aplicadas sem risco de falha.

A combinação de ajustes pode ser uma solução eficaz, desde que feita de forma equilibrada para evitar comprometer a resistência estrutural. Além disso, é crucial considerar a ergonomia do usuário, garantindo uma adaptação mais natural e confortável aos movimentos.

6 CONCLUSÃO

Neste trabalho, uma metodologia para o desenvolvimento de próteses aplicadas para a corrida foi estabelecida. Esta metodologia consiste na criação de um modelo geométrico de uma prótese para corrida. Após a construção, o modelo é discretizado e o campo de tensões deformações é obtido através do método de elementos finitos. Esta solução permite localizar os pontos de máxima tensão bem como o deslocamento total da prótese quando em contato com o solo. Na sequência, o modelo de elementos finitos foi resolvido sucessivamente, com diferentes geometrias, de forma a determinar aquela que satisfaz requisitos de tensão mínima. A ferramenta *Desing of experiments*, permitiu obter informações qualitativas sobre a sensibilidade da tensão e deslocamento em relação aos parâmetros geométricos e a obtenção das faixas desses parâmetros que minimizam as tensões resultantes. Após aplicar os valores ótimos, foi observada uma redução de 24,73% na tensão na prótese.

A otimização deste tipo de prótese é um processo complexo, usualmente dependente do usuário e das características cinéticas de seu movimento, passando pela geometria, características materiais e limitações construtivas da prótese em si. Este trabalho consegue fornecer uma abordagem que permite a integração do design, otimização e avaliação estrutural em uma mesma ferramenta. Apesar das dificuldades inerentes ao processo de otimização multidimensional, a ferramenta consegue obter a sensibilidade dos parâmetros, identificando os mais relevantes e permitindo ao projetista modificar progressivamente o design.

A automatização desse processo, usar outros tipos de curvas para a geração geométrica em vez de splines (Bézier, por exemplo), uso para outros tipos de próteses, bem como a aplicação a usuários específicos (de forma a testar a metodologia) são algumas sugestões de trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS

- AGÊNCIA NACIONAL DE SAÚDE SUPLEMENTAR. **Resolução Normativa nº 465, de 24 de fevereiro de 2021**. Atualiza o Rol de Procedimentos e Eventos em Saúde e revoga as RN nº 428/2017, RN nº 453/2020 e RN nº 460/2020. Diário Oficial da União, 2021. Disponível em: <https://www.ans.gov.br/component/legislacao/component/legislacao/?view=legislacao&task=TextoLei&format=raw&id=NDaZMw==#REVOGACOES>. Acesso em: 19 jun. 2024.
- ALVES FILHO, Avelino. **Elementos finitos: A base da tecnologia CAE - Análise não linear**. 1. ed. São Paulo: Érica, 2012.
- AMARAL, F. F. *et al.*. Aplicação da Metodologia de Superfície de Resposta para Otimização do Processo de Solda a Ponto no Aço Galvanizado AISI 1006. **Soldagem & Inspeção**, v. 23, n. 2, p. 129–142, abr. 2018.
- ANSYS. **SOLID186: 3-d 20-node structural solid**. 3-D 20-Node Structural Solid. 2024. Disponível em: https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hlp_E_SOLID186.html#SOLID186L.description. Acesso em: 16 ago. 2024.
- ARAÚJO, Luiz Guilherme Oliveira. **Análise estrutural de um modelo de prótese transtibial**. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Biomédica) – Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2022. Disponível em: <https://repositorio.ufrn.br/handle/123456789/50032>. Acesso em: 18 jul. 2024.
- AZEVEDO, Álvaro FM. **Método dos elementos finitos**. 1. ed. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2003. Disponível em: https://www.alvaroazevedo.com/publications/books/livro_mef_aa_1ed/doc/Livro_MEF_AA.pdf. Acesso em: 17 jun. 2024.
- BARBIN, Isabel Cristina Chagas. **Prótese e órtese**. Londrina: Editora e Distribuidora Educacional S.A., 2017. 168 p.
- BARROS, Thiago Koga. **Projeto e avaliação de desempenho de uma prótese virtual transtibial externa para pessoas com deficiência**. 2023. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2023. Disponível em: <https://repositorio.ufscar.br/handle/ufscar/18878>. Acesso em: 03 abr. 2024.
- BAUM, Brian S; HOBARA, Hiroaki; KIM, Yoon Hyuk; SHIM, Jae Kun. Amputee locomotion: ground reaction forces during submaximal running with running-specific prostheses. **Journal of applied biomechanics**, v. 32, n. 3, p. 287-294, 2016.
- BLUMM, Ana Carolina Nerva. **Análise do ambiente mercadológico e tecnológico para a definição de especificações-meta e conceito de uma prótese transtibial**.

2015. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Produção) – Departamento de Engenharia de Produção, Universidade de Brasília, Brasília, 2015. Disponível em: <https://core.ac.uk/download/pdf/196889035.pdf>. Acesso em: 08 mai. 2024.

CARVALHO, José André. **Amputações de membros inferiores**: em busca da plena reabilitação. 3. ed. Santana de Parnaíba, SP: Editora Manole, 2021.

CASTANEDA, Luciana. **Próteses de membros superiores e inferiores**: indicações e confecção. São Luís: UNA-SUS UFMA, 2021. Disponível em: <https://ares.unasus.gov.br/acervo/html/ARES/24252/1/Pr%C3%B3teses%20de%20membros%20superiores%20e%20inferiores%20indica%C3%A7%C3%B5es%20e%20confec%C3%A7%C3%A3o.pdf>. Acesso em: 03 abr. 2024.

CASTRO, Matheus Miranda Duarte de. **Modelagem numérica pelo método dos elementos finitos do processo de soldagem FBW para análise das tensões residuais geradas em um trilho ferroviário**. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) – Instituto de Tecnologia, Universidade Federal do Pará, Belém, 2022.

CAVANAGH, Peter R.; LAFORTUNE, Mario A. Ground reaction forces in distance running. **Journal of biomechanics**, v. 13, n. 5, p. 397-406, 1980.

CHANG, Young-Hui; KRAM, Rodger. Limitations to maximum running speed on flat curves. **Journal of Experimental biology**, v. 210, n. 6, p. 971-982, 2007.

CONFECÇÃO e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção: confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeiras de rodas. Brasília: Ministério da Saúde, 2013. Disponível em: https://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/confecao_manutencao_orteses_protese_s.pdf. Acesso em: 12 jun. 2024.

CONTRERAS, Lely Adriana Luengas; CASALLAS, Esperanza Camargo; GUARDIOLA, Daniel. Modeling and simulation of prosthetic gait using a 3-D model of transtibial prosthesis. **Revista Ciencias de la Salud**, v. 16, n. 1, p. 82-100, 2018.

DAGOSTINI, Elias. **Modelagem e análise de tensões de uma prótese para membros inferiores do tipo flex**. 2021. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) – Departamento Acadêmico de Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Pato Branco, 2021. Disponível em: <https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/handle/1/28105>. Acesso em: 03 abr. 2024.

DAMOR, A. B.; PATEL, V. J. Response Surface Optimization for Compliant Joint of Humanoid Robot Using ANSYS-Design of Experiment. **Indian Journal of Science and Technology**, v. 17, n. 22, p. 2271-2282, 2024.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas Da Cinesiologia**. 2. ed. Barueri, SP: Editora Manole, 2000.

FERREIRA, P. *et al.* Desenvolvimento e Validação Experimental de uma Prótese para Ciclistas com Amputação Transtibial. In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 5., 2013, Espinho – Portugal. **Resumos** [...]. Espinho: Sociedade Portuguesa Biomecânica, 2013. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/266201870_DESENVOLVIMENTO_E_VALIDACAO_EXPERIMENTAL_DE_UMA_PROTESE_PARA_CICLISTAS_COM_AMPUTACAO_TRANSTIBIAL. Acesso em: 18 jul. 2024.

FISH, Jacob; BELYTSCHKO, Ted. **Um primeiro curso em elementos finitos**. Rio de Janeiro: LTC, 2009.

GUIA para prescrição, concessão, adaptação e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção. Brasília: Ministério da Saúde, 2019. 108 p. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/guia_manutencao_orteses_proteses_auxiliares_locomocao.pdf. Acesso em: 09 jun. 2024.

GUSHIKEN, Erick Jooji; FREIRE, Kleberon Alves. **Análise estrutural de próteses de corrida**. 2021. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecatrônica) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021. Disponível em: <https://bdta.abcd.usp.br/directbitstream/f3ec4399-b3bc-4309-9721-2a88107db76c/ERICK%20JOOJI%20GUSHIKEN%20TCC21.pdf>. Acesso em: 18 jul. 2024.

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

HAMILL, Joseph; KNUTZEN, Kathleen M.; DERRICK, Timothy R.. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 4. ed. Barueri, SP: Editora Manole, 2016.

HFE. **Level 3 Exercise for Disabled Clients Sample Manual**. 2024. Disponível em: <https://www.hfe.co.uk/resources/sample-training-manuals/exercise-for-disabled-clients-sample/>. Acesso em: 21 set. 2024.

INSTITUTO NACIONAL DO SEGURO SOCIAL. **Manual sobre Prescrição de Órteses, Próteses Ortopédicas não Implantáveis e Meios Auxiliares de Locomoção**. Brasília, 2017. Disponível em: <https://extra268.wordpress.com/wp-content/uploads/2017/10/rs611presinssmanual1.pdf>. Acesso em: 09 jun. 2024.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 8549- 1:2020. Prosthetics and orthotics – vocabulary - Part 1: General terms for external limb prostheses and orthoses. Geneva: International Organization for Standardization, 2020. Disponível em: <https://www.iso.org/obp/ui/en/#iso:std:iso:8549:-1:ed-2:v1:en>. Acesso em: 19 jul. 2024.

LIPPERT, Lynn S.. **Cinesiologia clínica e anatomia**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.

LOGAN, Daryl L.. **A First Course in the Finite Element Method**. 4. ed. Platteville: Thomson, 2011.

MACHADO, Gustavo Silveira. **Órteses e próteses no Sistema Único de Saúde: estudo técnico.** [S.l.: s.n.], 2018. Disponível em: <https://bd-rest.camara.leg.br/server/api/core/bitstreams/62c850a9-a316-4557-8a40-1f38dc0a0760/content>. Acesso em: 10 jun. 2024.

MANSOUR, Noura Reda; FAGUNDES, Diego Santos; ANTUNES, Mateus Dias. **Cinesiologia e biomecânica.** Porto Alegre: SAGAH, 2018.

MATOS, José Pedro Fulgêncio de. **Uma abordagem metodológica à eficiência de próteses transtibiais:** comparação entre próteses transtibiais com 4 diferentes sistemas de suspensão (estudo de caso de uma mal formação congênita). 2014. Tese (Doutorado em Ortoprotesia) – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa, Lisboa, 2014. Disponível em: <https://repositorio.ipl.pt/handle/10400.21/10237>. Acesso em: 14 jul. 2024.

NASCIMENTO, Renata de Souza. **Análise cinemática da marcha de um indivíduo amputado transtibial unilateral para o desenvolvimento de um pé protético.** 2018. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Departamento de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal Fluminense, Volta Redonda, 2018. Disponível em: <https://app.uff.br/riuff/handle/1/29071>. Acesso em: 02 jul. 2024.

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

NORTON, Robert L.. **Projeto de máquinas:** uma abordagem integrada. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013.

ÖSSUR. **ÖSSUR's CHEETAH® PROSTHESIS:** femita ayanbeku. Femita Ayanbeku. 2020. Disponível em: <https://res.cloudinary.com/ossur/image/upload/v1583969077/documents/sports-solutions/Ossur-Science-of-Sprinting-Femita-Ayanbeku-2020.pdf>. Acesso em: 23 jul. 2024.

POSSAMAI, Cássia Tristão. **Desenvolvimento de prótese transtibial.** 2016. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Design de Produto) – Universidade do Extremo Sul Catarinense, Santa Catarina, 2016. Disponível em: <http://repositorio.unesc.net/handle/1/9554>. Acesso em: 18 jul. 2024.

REVEILLEAU, Athos. **Prótese transtibial por processo de manufatura aditiva:** comparativo de materiais para a aplicação. 2020. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) – Centro de Tecnologia e Inovação, Centro Universitário da Serra Gaúcha, Caxias do Sul, 2020. Disponível em: <https://repositorio.cruzeirosul.edu.br/jspui/handle/123456789/4848>. Acesso em: 30 mai. 2024.

RIBEIRO, Darlan Martins. **Próteses: Conceitos e tipos.** In: MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Técnico em órteses e próteses:** livro-texto. Brasília: Ministério da Saúde, 2014. Disponível

em:https://bvsmis.saude.gov.br/bvsmis/publicacoes/tecnico_orteses_proteses_livro_texto.pdf. Acesso em: 09 jun. 2024.

RIGNEY, Stacy. **Energy Storage and Return Prostheses**: developing a biomechanical model of amputee sprinting. Austrália: University Of New South Wales, 2016. 77 slides, color. Disponível em: <https://pt.slideshare.net/slideshow/srigney-postgrad-symposium-2015/57252341>. Acesso em: 22 set. 2024.

RODRIGUES, Luiz Gustavo Leal. **Estudo e pré-projeto de um tipo de prótese de material compósito para corredores amadores com amputação transtibial**. 2013. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/handle/10183/76074>. Acesso em: 03 abr. 2024.

SANTOS, João Victor Gomes dos. **Design de prótese transtibial de baixo custo constituída por biocompósitos**: desenvolvimento e avaliação. 2018. Dissertação (Mestrado em Design) – Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Bauru, 2018. Disponível em: <http://hdl.handle.net/11449/157145>. Acesso em: 06 jun. 2024.

SISTEMA DE INFORMAÇÕES HOSPITALARES DO SUS. **Procedimentos hospitalares do SUS - por local de internação - Brasil**. 2024. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qiuf.def>. Acesso em: 16 jul. 2024.

TAVARES, P. C.; TORMES, L. H.; ARAÚJO, R. A.; TORRES, B. R. Intervenção protética em amputação de membros superiores (MMSS). *In*: ENCONTRO DE INICIAÇÃO À DOCÊNCIA, 10., 2007, João Pessoa. **Anais e Resumos** [...]. João Pessoa: Editora Universitária/UFPB, 2007. Disponível em: <http://www.prac.ufpb.br/anais/IXEnex/iniciacao/documentos/anais/6.SAUDE/6CCSD FTMT16.pdf>. Acesso em: 09 jun. 2024.

TEIXEIRA-DIAS, F. *et al.* **Método dos Elementos Finitos**: técnica de simulação numérica em engenharia. Lisboa: ETEP, 2010.

TIRLONI, Georgio Enrico; LUZ, Felipe Ferreira. Projeto e otimização de prótese transtibial polimérica de baixo custo utilizando impressão tridimensional. **Disciplinarum Scientia| Naturais e Tecnológicas**, v. 18, n. 2, p. 341-358, 2017.

VASCONCELOS FILHO, Elenilton Xavier de. **Revisão teórica do uso de próteses cerâmicas na região femoral**. 2019. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal Rural de Pernambuco, Cabo de Santo Agostinho, 2019. Disponível em: <https://repository.ufrpe.br/handle/123456789/2525>. Acesso em: 02 abr. 2024.

VIANA, M. S.; GEMAQUE, M. L. A.; LINS, E. F.; LOPES, J.T.B. Numerical simulation of transtibial prosthesis using natural fibers. *In*: ABCM INTERNATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING, 23., 2015, Rio de Janeiro. **Anais**

eletrônicos [...]. Rio de Janeiro, 2015. DOI: doi://10.20906/CPS/COB-2015-1747. Disponível em: <https://abcm.org.br/app/webroot/anais/cobem/2015/PDF/COB-2015-1747.pdf>. Acesso em: 02 abr. 2024.

VOLPATO, Ana Cristine. **Influência da utilização de próteses específicas nas demandas energéticas da corrida**: uma revisão sistemática. 2018. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Educação Física) – Departamento de Educação Física, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2018. Disponível em: <https://core.ac.uk/reader/188204960>. Acesso em: 23 jul. 2024.