

**Universidade Federal de São Carlos - UFSCar
Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia - CCET
Departamento de Engenharia Mecânica - DEMec**

Trabalho de conclusão de curso

**Projeto e avaliação de desempenho de uma prótese virtual transtibial
externa para pessoas com deficiência**

**Orientador:
Mariano Eduardo Moreno**

**Aluno:
Thiago Koga Barros**



São Carlos - SP – 2023

**Universidade Federal de São Carlos - UFSCar
Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia - CCET
Departamento de Engenharia Mecânica - DEMec**

**PROJETO E AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DE UMA PRÓTESE
VIRTUAL TRANSTIBIAL EXTERNA PARA PESSOAS COM
DEFICIÊNCIA**

Thiago Koga Barros

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao DEMec -
Departamento de Engenharia
Mecânica da Universidade Federal
de São Carlos, para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia
Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Mariano
Eduardo Moreno



São Carlos - SP – 2023

Koga Barros, Thiago

Projeto e avaliação de desempenho de uma prótese virtual transtibial externa para pessoas com deficiência / Thiago Koga Barros -- 2023.
54f.

TCC (Graduação) - Universidade Federal de São Carlos, campus São Carlos, São Carlos
Orientador (a): Mariano Eduardo Moreno
Banca Examinadora: Mariano Eduardo Moreno, Gustavo Franco Barbosa, Alexandre Tácito Malavolta
Bibliografia

1. Prótese transtibial. 2. CAD/CAE. 3. Simulações de comprovação. I. Koga Barros, Thiago. II. Título.

Ficha catalográfica desenvolvida pela Secretaria Geral de Informática
(SIn)

DADOS FORNECIDOS PELO AUTOR

Bibliotecário responsável: Ronildo Santos Prado - CRB/8 7325



FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

COORDENAÇÃO DO CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA - CCEMec/CCET

Rod. Washington Luís km 235 - SP-310, s/n - Bairro Monjolinho, São Carlos/SP, CEP 13565-905
Telefone: (16) 33519703 - <http://www.ufscar.br>

DP-TCC-FA nº 35/2023/CCEMec/CCET

Graduação: Defesa Pública de Trabalho de Conclusão de Curso

Folha Aprovação (GDP-TCC-FA)

FOLHA DE APROVAÇÃO

THIAGO KOGA BARROS

PROJETO E AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DE UMA PRÓTESE VIRTUAL TRANSTIBIAL EXTERNA PARA PESSOAS COM DEFICIÊNCIA

Trabalho de Conclusão de Curso

Universidade Federal de São Carlos – Campus São Carlos

São Carlos, 05 de setembro de 2023

ASSINATURAS E CIÊNCIAS

Cargo/Função	Nome Completo
Orientador	Mariano Eduardo Moreno
Membro da Banca 1	Gustavo Franco Barbosa
Membro da Banca 2	Alexandre Tácito Malavolta



Documento assinado eletronicamente por **Mariano Eduardo Moreno, Docente**, em 05/09/2023, às 11:26, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Gustavo Franco Barbosa, Servidor(a) Público(a) Federal**, em 05/09/2023, às 11:27, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alexandre Tácito Malavolta, Docente**, em 05/09/2023, às 11:27, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site <https://sei.ufscar.br/autenticacao>, informando o código verificador 1167339 e o código CRC 17F040BD.

Dedico este trabalho para minha família, em especial para meu cachorro Bruce.

DEDICATÓRIA

Agradeço a minha família pelo apoio para cursar uma faculdade longe de casa e que fizeram de tudo para me ajudar a chegar onde cheguei, pois sabemos que o trajeto não foi fácil.

Agradeço imensamente aos meus pais, Cláudia e Ronilson por serem minha base nos momentos mais difíceis, sempre me lembrando de onde vim e quais eram meus objetivos para continuar me esforçando. Agradeço à minha irmã Jessica e seu marido Felipe pelo suporte, apoio e auxílio durante esses anos de faculdade. Agradeço de coração o apoio dos meus familiares, em especial minha vó Fumiko, meu tio Cláudio e minha falecida vó Socorro, esta que fez florescer meu desejo de ser um engenheiro mecânico quando criança. Aos meus familiares que me ajudaram de alguma forma e sempre me desejaram o melhor durante essa caminhada.

Aos amigos que fiz durante minha graduação e aqueles de longa data que me acompanham desde a época do ensino médio. Aos meus amigos do time UFSCar Fire, por toda experiência, resenhas e vitórias colecionadas nas competições universitárias. À minha amiga Maysa, minha companheira de estudos e trabalhos, pela ajuda e ombro amigo. À minha namorada Juliana, por todo apoio, amparo, companheirismo e motivação durante essa trajetória importante da minha vida.

Ao meu falecido cachorro, Bruce, companheiro para todas as horas que sempre me deixava feliz independente dos problemas e desafios que eu estava passando, tanto na graduação como na vida pessoal.

Por fim, agradeço imensamente aos professores do DEMec e demais departamentos, por compartilharem os conhecimentos e experiências para minha formação. Agradeço em especial meu professor orientador, Mariano, por topar este tema de trabalho e pelo apoio durante este encerramento de ciclo.

“Como um rio que viaja pela floresta, a vida na selva é uma odisséia porque a força da alcateia é o lobo, e a força do lobo é a alcateia.”

Mogli - O Menino Lobo.

RESUMO

BARROS, Thiago Koga. Projeto e avaliação de desempenho de uma prótese virtual transtibial externa para pessoas com deficiência, 2023. 54p. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica), Universidade Federal de São Carlos, 2023.

Os dispositivos conhecidos como próteses e órteses são comumente utilizados no auxílio da mobilidade e na melhora da qualidade de vida de pessoas com deficiência, suprimindo e atendendo necessidades biomecânicas para ausência de membros ou tratamentos estruturais e funcionais do sistema músculo esquelético. Entretanto, no Brasil não há muitos projetos devidamente documentados sobre como realizar os testes necessários e validações de desempenho destes mesmos dispositivos para confiabilidade necessária para o desenvolvimento. Com isso, o objetivo no presente trabalho é projetar uma prótese transtibial virtual, detalhar os processos e validar o desempenho via CAD/CAE baseado em parametrizações internacionais de acordo com normas vigentes sobre o tema. Inicialmente, foi feita uma modelagem de todos os componentes necessários em CAD. Posteriormente, realizou-se a simulação da estrutura completa e parâmetros para configurações declaradas, que resultaram em uma proposta de protótipo com validações de ensaio de comprovação do tipo estático com condições de carregamento para pacientes de até 100 kg. Foram obtidos valores aceitáveis de tensões, deslocamentos e coeficientes de segurança para a estrutura, validando o processo e metodologia aplicada.

Palavras-chave: Prótese. Transtibial. CAD/CAE. Simulações de comprovação.

ABSTRACT

BARROS, Thiago Koga. Design and performance evaluation of an external transtibial virtual prosthesis for people with disabilities, 2023. 54p. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica), Universidade Federal de São Carlos, 2023.

Devices known as prostheses and orthotics are commonly used to aid mobility and improve the quality of life of people with disabilities, supplying and meeting biomechanical needs for the absence of limbs or treatment and functionality of the musculoskeletal system. However, in Brazil there are not many properly documented projects on how to perform the necessary tests and performance validations of these same devices for the necessary reliability for development. Thus, the objective of this work is to design a virtual transtibial prosthesis, detailing the processes and validating the performance by CAD/CAE based on international parameterizations in accordance with the current standards on the subject. Initially, a modeling of all the necessary components was made in CAD. Subsequently, a simulation of the complete structure and parameters for declared configurations was carried out, which resulted in a proposal for a prototype with proof test validations of the static type with loading conditions for patients of up to 100 kg. Acceptable values of forces, deformations and safety coefficients were obtained for the structure, validating the process and applied methodology.

Keywords: Prosthetics. Transtibial. CAD/CAE. Proof simulations.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Níveis de amputação	15
Figura 2 – Tipos de próteses membro inferior: a) Prótese endoesquelética b) Prótese exoesquelética	18
Figura 3 – Principais encaixes e descrição de soquetes para próteses transtibiais	19
Figura 4 – Adaptadores modulares de uma prótese transtibial e suas descrições	21
Figura 5 – Modelo SACH	22
Figura 6 – Modelos de resposta dinâmica	22
Figura 7 – Fases do ciclo da marcha	23
Figura 8 – Exemplos de nós e elementos que geram uma malha	26
Figura 9 – Sistemas de coordenadas para aplicação do lado direito e esquerdo	28
Figura 10 – Sistemas de coordenadas com planos de carregamento	29
Figura 11 – Modelo PRO-FLEX® LP	30
Figura 12 – Determinação do eixo longitudinal do pé e centro efetivo da articulação do tornozelo	30
Figura 13 – Sequência de melhorias para o modelo final adaptado de PRO-FLEX® LP	31
Figura 14 – Modelo final adaptado de PRO-FLEX® LP e parâmetros selecionados DFX	32
Figura 15 – Adaptador de tubo com abraçadeira para próteses	32
Figura 16 – Tubo protético	33
Figura 17 – Adaptador modular com 4 garras de ancoragem para laminação	33
Figura 18 – Soquete transtibial	34
Figura 19 – Montagem do pé protético e seus componentes	34
Figura 20 – Montagem dos componentes modulares e soquete	35
Figura 21 – Montagem final e planos parametrizados para estrutura completa prótese transtibial	36
Figura 22 – Prótese transtibial endoesquelética proposta e materiais selecionados	37
Figura 23 – Condição de carregamento I e II com os planos de carregamento e forças atuantes	38
Figura 24 – Planos de carregamento	39
Figura 25 – Seleção da parte interna do soquete para modelagem CAE	40
Figura 26 – Exemplo de ajustes de conexões entre os componentes	41
Figura 27 – Malha da estrutura da prótese transtibial	41
Figura 28 – Carregamento transversal, fixações e deslocamentos para condições I e II	42

Figura 29 – Comparação de massa entre o pé protético versão 2 e versão 3	43
Figura 30 – Componentes, unidades, unidades de montagem, materiais e seus respectivos pesos	44
Figura 31 – Tensões de von-Mises para condição de carregamento I	45
Figura 32 – Regiões em destaque para tensões de von-Mises para condição de carregamento I	45
Figura 33 – Regiões e valores para deslocamento direcional condição de carregamento I	46
Figura 34 – Valores de coeficiente de segurança para condição I	47
Figura 35 – Tensões de von-Mises para condição de carregamento II	47
Figura 36 – Regiões em destaque para tensões de von-Mises para condição de carregamento II	48
Figura 37 – Regiões em destaque do parafuso M8 de ajuste para tensão máxima de von-Mises para condição de carregamento II	48
Figura 38 – Regiões e valores para deslocamento direcional condição de carregamento II	49
Figura 39 – Valores de coeficiente de segurança para condição II	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comprimento de diferentes tipos de amostras de teste para estrutura completa transtibial	29
Tabela 2 – Propriedades mecânicas dos materiais selecionados	37
Tabela 3 – Categorias de níveis de carregamento para adultos	38
Tabela 4 – Valores dos pontos para os planos de carregamento para condição P5	39
Tabela 5 – Valores das forças para teste de prova estático P5	40
Tabela 6 – Forças vetoriais para teste de comprovação estático condição I e II	42
Tabela 7 – Deslocamento total para condição de carregamento I	46
Tabela 8 – Deslocamento total para condição de carregamento II	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ISO	International Organization for Standardization
DFX	Design for X
CAD	Computer Aided Design
CAE	Computer Aided Engineering
PTB	Patela, tendão, bearing
KBM	Kondylen, bettung, Münster
PTS	Prothèse tibiale supracondylienne
SACH	Solid Ankle Cushion Heel
FEA	Finite Element Analysis
DFM	Design For Manufacturing
DFA	Design For Assembly

LISTA DE SÍMBOLOS

B	Plano inferior
A	Plano do tornozelo
K	Plano do joelho
T	Plano superior
U_T	Nível do plano superior
U_K	Nível do plano do joelho
U_A	Nível do plano do tornozelo
U_B	Nível do plano inferior
L	Comprimento do pé
h_r	Salto do calcanhar
ρ	Densidade
E	Módulo de elasticidade
ν	Poisson
S_y	Limite elástico
S_{ut}	Resistência a tração
f_T	Ponto F do plano superior
o_t	Ponto O do plano superior
f_B	Ponto F do plano inferior
o_b	Ponto O do plano inferior
F_{sp}	Força de teste de prova

SUMÁRIO

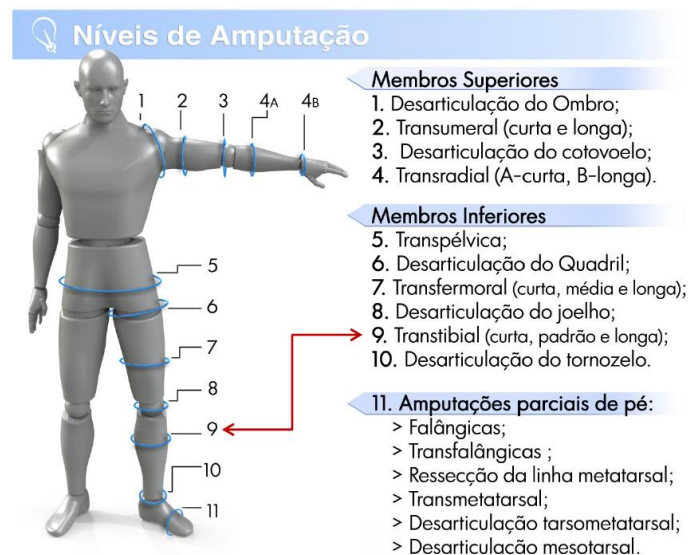
1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivo geral	17
1.2	Objetivos específicos	17
2	REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1	Próteses	18
2.1.1	Soquete	19
2.1.2	Componentes modulares	20
2.1.3	Pé protético	21
2.2	Ciclo de marcha	23
2.3	Normas para projetos protéticos	24
2.3.1	ISO 13028:2016	24
2.3.2	ISO 22523:2006	25
2.4	Modelagem virtual	25
2.5	Design for X	27
3	MATERIAIS E MÉTODOS	28
3.1	Definição de geometria	28
3.1.1	Modelagem pé protético	30
3.1.2	Modelagem componentes modulares	32
3.1.3	Modelagem soquete	33
3.1.4	Montagem prótese	34
3.2	Análise de elementos finitos	36
3.2.1	Parametrizações iniciais	36
3.2.2	Modelagem de elementos finitos	40
4	RESULTADOS	43
4.1	Resultados da geometria	43
4.2	Resultado da análise de elementos finitos	44
4.2.1	Resultados para condição de carregamento I	45
4.2.2	Resultados para condição de carregamento II	47
5	CONCLUSÃO	50
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52

1 INTRODUÇÃO

Os produtos protéticos e ortopédicos são importantes para a saúde, bem-estar e qualidade de vida, auxiliando pessoas com deficiência em sua mobilidade, complementando e suprindo as necessidades biomecânicas de membros ausentes, ou abordando questões estruturais e funcionais do sistema músculo esquelético.

Segundo Stenvall et al. (2020), existem mais de 100 milhões de pessoas em todo o mundo que perderam membros, com mais de um milhão sofrendo amputações a cada ano. Os tipos de amputação acabam variando conforme o membro removido, sendo classificados como membros superiores e membros inferiores. Podem ser referentes ao lado esquerdo, direito ou bilateral e possuem certos níveis da amputação (SANTOS, 2018). Como exemplificado na Figura 1, ao total, para membros superiores e inferiores, temos 11 níveis de amputação de forma geral, desde a desarticulação do ombro até a amputação parcial do pé. Para uma prótese de membro inferior externa, segundo Jaimes et al. (2018), a maioria dos estudos levam em consideração avaliações e projetos de estruturas de próteses transtibial, como destacado no item (9) da Figura 1, por se tratar da maioria dos casos de amputação.

Figura 1 – Níveis de amputação



Fonte: Santos (2018)

Mubarak et al. (2021) comenta que a produção de próteses foi desenvolvida em resposta às demandas das vítimas de guerra e dos nascidos com deficiência. Por outro lado, a

principal causa de perda muscular é a diminuição do fluxo sanguíneo na área afetada do corpo como resultado de doença vascular. Outra razão para o aumento global de amputações de membros inferiores é a *Diabetes Mellitus*, que está presente em mais da metade de todos os casos e se tornou a principal causa de todas as amputações.

Segundo Pentek et al. (2020), os desenvolvimentos de dispositivos altamente funcionais, em conjunto com métodos de reabilitação adequados, são fatores fundamentais na restauração da função dos pacientes que necessitam da utilização de próteses. De acordo com Jaimes et al. (2018), um acompanhamento periódico dos profissionais e pacientes no uso da prótese é necessário, pois as próteses devem ser substituídas com o desenvolvimento de seus membros, devido ao constante crescimento, ou simplesmente em outros casos, é planejado um tempo de revisão e troca, prevenindo doenças causadas por problemas de marcha, pois quando a transmissão de cargas não é satisfatória, a pessoa que o utiliza sofre desconfortos.

Além do desconforto para o paciente, existe também a possibilidade de ocorrer acidentes graves caso o modelo protético falhe por algum evento de condição acima da carga projetado. Portanto, cada prótese deve ser compatível de acordo com as necessidades para melhor adaptabilidade e confiabilidade.

De acordo com Sinha (2011) e Wetterhahn et al. (2002), a amputação traz uma mudança dramática na vida do indivíduo, que tem relação com outro fator crucial para uso de próteses além da substituição da função, relacionada com a aceitação do usuário.

Existem casos em que a percepção do paciente com a amputação ou uso de próteses está conectada com uma certa distorção da própria imagem e desenvolvem-se transtornos de ansiedade, isolamento social e depressão, mudando assim sua personalidade (WETTERHAHN et al., 2002).

Portanto, diante dessas considerações e dada a importância dos produtos protéticos e seu impacto na vida dos pacientes, são necessários repositórios de estudos na área com suas devidas validações, visto a baixa volumetria de estudos direcionados e centralizados, principalmente no Brasil, relacionados ao tema até o momento. Assim, o presente trabalho justifica-se com o objetivo de projetar conceitualmente e validar uma prótese virtual para membros inferiores, escolhendo o nível transtibial, por se tratar da maioria dos casos de amputação. Para este projeto, serão utilizadas metodologias para ensaio de comprovação do tipo estático encontradas na norma ISO 10328 (Teste de estruturas de próteses dos membros inferiores), busca no mercado para referência e conceitos empregados no método DFX (*Design for "X"*) para modelagem dos componentes. Por fim, este projeto visa auxiliar e dar continuidade no tema para futuros estudos na área.

1.1 Objetivo geral

Projetar uma prótese transtibial virtual completa para pessoas com deficiência e validar seu desempenho virtualmente para ensaio de comprovação tipo estático baseado nos parâmetros estabelecidos na norma ISO 10328.

1.2 Objetivos específicos

- Estudar bibliografia atual para entender e validar estruturas de próteses com confiabilidade;
- Buscar referência no mercado para os componentes e aplicar metodologia DFX;
- Analisar os componentes, seus deslocamentos e confiabilidade via simulações CAD/CAE (*Computer Aided Design/Computer Aided Engineering*);
- Atuar como embasamento para estudos futuros na área de próteses transtibiais.

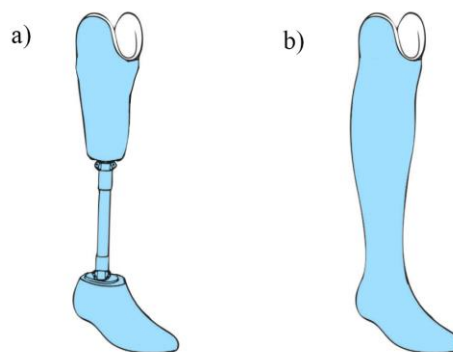
2 REVISÃO DA LITERATURA

O conteúdo desta seção apoia o processo de entendimento deste tema com definições, normas e materiais complementares para apoio e solução dos objetivos propostos.

2.1 Próteses

De acordo com a norma ISO 13028 (2016), o termo prótese significa um dispositivo aplicado externamente para substituição total ou parcial de um membro ausente ou deficiente. A reabilitação e processo de protetização são fases que desempenham importância na vida de pacientes, cujo propósito é a reintegração física e social. A prótese é um recurso técnico, assim, considera-se que a reabilitação do paciente é mais completa quando é acompanhada do uso (PINHEIRO et al., 2017). As próteses para membros inferiores podem ser divididas em duas categorias, sendo as endoesqueléticas e exoesqueléticas (Figura 2).

Figura 2 – Tipos de próteses membro inferior: a) Prótese endoesquelética b) Prótese exoesquelética



Fonte: Adaptado de Lusardi et al. (2013)

As endoesqueléticas, exemplificadas na Figura 2 (a), conhecidas também por modulares, possuem uma base de sustentação de componentes modulares, geralmente em aço, alumínio ou titânio (CASTANEDA, 2021). De acordo com Lusardi et al. (2013), esse tipo de prótese oferece uma vantagem de ajustabilidade, pois os componentes podem ser substituídos de forma rápida e fácil, visto que a maioria se encontra no mercado. Segundo Santos (2018), as endoesqueléticas são as mais utilizadas atualmente e atendem quase todos os níveis de amputação de membros inferiores, exceto as amputações parciais de pé e de tornozelo.

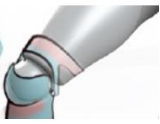


As próteses exoesqueléticas, exemplificadas na Figura 2 (b), são confeccionadas por materiais rígidos, por exemplo madeira ou plástico. Geralmente, as próteses exoesqueléticas são mais pesadas do que as endoesqueléticas e são sempre menos ajustáveis, porém possuem características fortes de durabilidade (LUSARDI et al. 2013).

As próteses endoesqueléticas, tipo selecionado para este trabalho, são compostas por peças como o soquete, componentes modulares (adaptadores e tubo) e pé protético.

2.1.1 Soquete

De acordo com Santos (2018), o soquete é responsável pela região que acomoda o coto e fixa o produto protético no paciente, sendo assim o principal mecanismo de suspensão em qualquer nível de amputação. A resistência e durabilidade dos soquetes são de grande importância para qualidade de controle das próteses segundo Stenvall et al. (2020). Outro fator importante é o tipo de encaixe no coto do paciente, em especial para próteses transtibiais, há 3 tipos principais de acordo com Castaneda (2021) e encontram-se descritos na Figura 3.

Figura 3 – Principais encaixes e descrição de soquetes 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: Adaptado de Castaneda (2021) e Santos (2018)

A escolha do encaixe depende da avaliação médica e do respectivo laudo para cada paciente. Cada um difere de acordo com a região solicitada para o encaixe, que influencia em descargas de peso que devem ser evitadas para impedir desvios compensatórios da marcha causados por desconforto e lesões na pele (CASTANEDA, 2021).

Para a fixação no coto, o autor Bocolini (2000) comenta que uma boa fixação passa segurança ao paciente e que existem métodos como correia/cinto e joelheiras. Com o avanço da tecnologia, outras opções de fixações são encontradas no cenário comercial das próteses, como o sistema de *liners* (sistemas de fixação por pinos, mangas ou por vácuo) comentado no trabalho de Santos (2018), que desempenham melhores aderências e estabilidades entre a conexão do coto e a prótese, assim prevenindo o desprendimento.

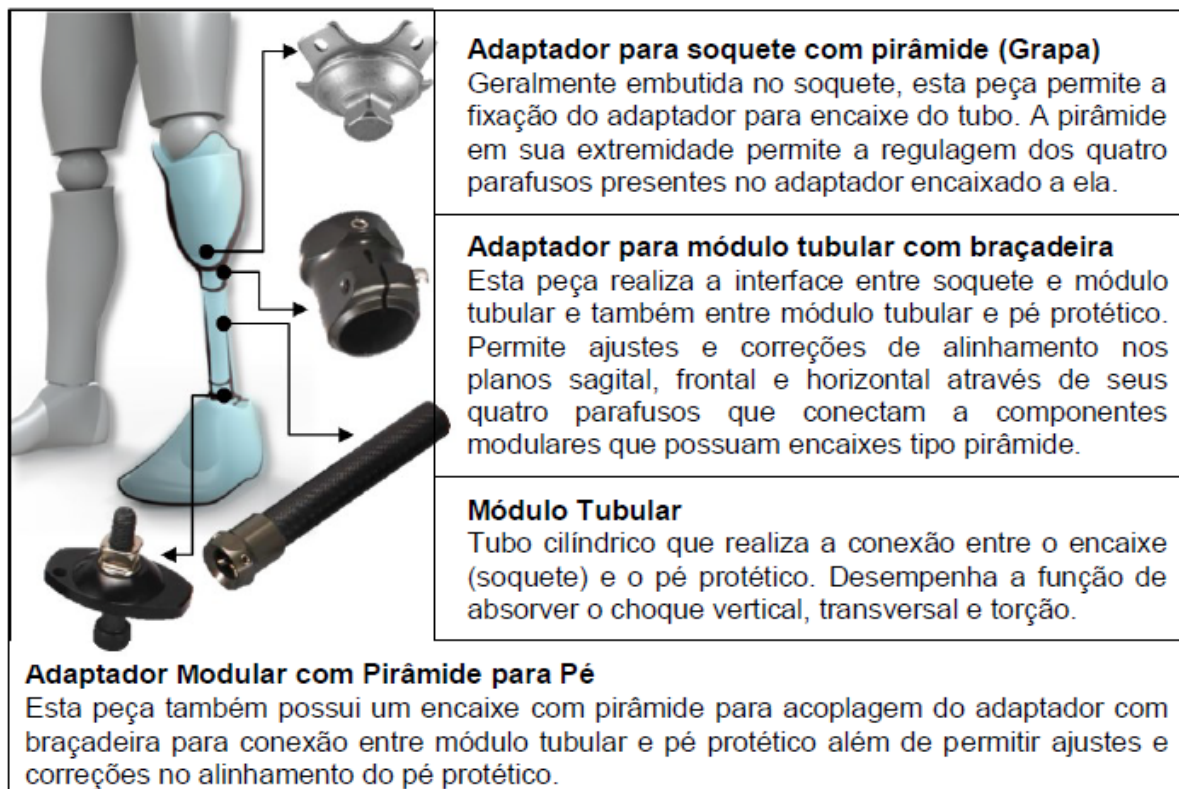
No material de Campbell et al. (2012), tem-se que os soquetes possuem formato anatômico e são confeccionados geralmente em materiais plásticos laminados, com resina acrílica reforçada com fibra de vidro e/ou carbono. Para possuir o encaixe correto, os soquetes são fabricados a partir de um gesso do coto do paciente. Para estudo, uma geometria genérica de forma representativa será utilizada no soquete, como mostrado posteriormente via norma ISO 22523.

2.1.2 Componentes modulares

As peças modulares (adaptadores e tubos) complementam a estrutura de uma prótese e geralmente são fabricados em aço, alumínio ou titânio. Possuem o objetivo funcional de conectar toda estrutura, definir altura e alinhamentos parametrizados de acordo com o paciente (SANTOS, 2018). Devido a um alinhamento incorreto, ocorre a probabilidade de se gerar uma qualidade ruim de marcha e uma prótese acompanhada de uma altura incorreta pode gerar desvios posturais e sobrecargas para o paciente (CASTANEDA, 2021).

No mercado, existem diversos tipos e variações para adaptadores e tubos, mas de forma geral possuem o mesmo objetivo funcional. Os mais comuns são demonstrados na Figura 4, de acordo com Santos (2018).

Figura 4 – Adaptadores modulares de uma prótese transtibial e suas descrições



Fonte: Santos (2018)

Para montagem completa da estrutura, é comum reaproveitar os componentes modulares, como tubos (com pequenos ajustes de altura) e pés encontrados no mercado, substituindo apenas o soquete (CAMPBELL et al., 2012).

2.1.3 Pé protético

O último componente para uma estrutura endoesquelética é o pé protético. De acordo com a Össur (2023), empresa que oferece tecnologias dentro dos campos de próteses, o pé protético é definido como componente que deve imitar um pé biológico, desempenhando uma plataforma segura para o paciente, lidando com discrepância dos terrenos e permitindo o mesmo caminhar de maneira natural e simétrica. Santos (2018) cita em seu material que existem diversos modelos de pés protéticos para uso e cada um se difere devido ao sistema de articulação, suspensão, mecanismos, materiais, entre outros. Segundo Fritzen (2012), quatro tipos são encontrados na indústria, como os modelos SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*), dinâmicos, articulados e de resposta dinâmica.

O modelo padrão mais utilizado devido ao seu baixo custo e estética é o de pés não articulados SACH (Figura 5), geralmente fabricado em madeira maciça ou plástico. Para os pés dinâmicos, derivados do modelo anterior, trata-se de dispositivos com o calcâneo rígido e ante pé flácido. Já os pés articulados, possuem materiais amortecedores derivados da borracha com diferentes densidades que influenciam no grau de flexão plantar (uniaxial). Porém, os modelos de resposta dinâmica, conforme mostra a Figura 6, tendem a proporcionar uma melhor caminhada para o paciente, proporcionando passagens mais dinâmicas entre as fases estáticas para as fases de impulsos. O mecanismo é baseado na energia armazenada no calcanhar do pé protético, fator importante para uma boa desenvoltura e por isso, escolha deste projeto. Os pés de resposta dinâmica são geralmente fabricados com materiais de fibra de carbono e fibra de vidro (FRITZEN, 2012; GIROTTTO et al. 2016; SANTOS, 2018; GUIMARAES, 2021).

Figura 5 – Modelo SACH



Fonte: Ottobock (2021)

Figura 6 – Modelos de resposta dinâmica

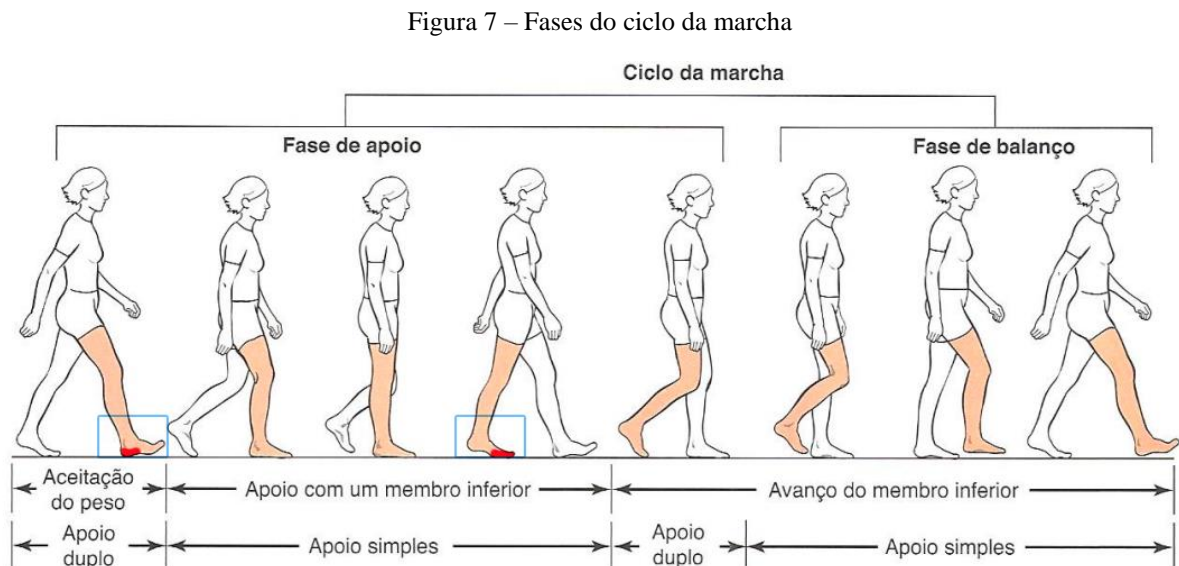


Fonte: Adaptado de Össur (2021)

2.2 Ciclo de marcha

Para Lippert (2013) e Whittle (2007) a marcha pode ser definida como processo, modo ou componentes para caminhada. No sentido mais básico, para os autores referidos, caminhar é a maneira ou modo pela qual um indivíduo se move de um lugar para outro com os pés, envolvendo as duas pernas alternadamente, proporcionando apoio e propulsão, sendo necessário equilíbrio em uma perna enquanto a outra perna se move para frente.

O ciclo de marcha, conhecido também por passada, é definido como o intervalo de tempo entre dois momentos repetitivos na ação de caminhar, contabilizando um ciclo de um contato inicial de um pé tocando o solo e posteriormente acontecer o mesmo toque do mesmo pé no solo novamente. O comprimento é definido pela distância percorrida durante o ciclo de marcha (LIPPERT, 2013; WHITTLE, 2007). O ciclo da marcha conta com duas fases, sendo a fase de apoio e a de balanço (Figura 7). A fase de apoio é definida quando o calcanhar do pé toca o solo e finaliza quando o mesmo pé se eleva do solo. A fase referida representa cerca de 60% do ciclo. Para a fase de balanço, ela ocorre quando o pé elevado não está no solo, iniciando quando o pé sai do solo e termina quando o calcanhar do mesmo pé volta a tocar o solo novamente. Para essa fase, tem-se uma representação de 40% do ciclo (LIPPERT, 2013).



Fonte: Adaptado de Lippert (2013)

Entender as propriedades da patologia da marcha é muito importante para o processo de reabilitação, pois após uma amputação, o paciente usa diversos grupos musculares para criação de um padrão de marcha mais suave. O consumo geral de energia solicitado é maior, devido ao aumento do esforço necessário para compensar a ausência do membro. Em média, o custo metabólico para pacientes com amputações transtibiais variam de 25% a 40% de aumento da necessidade de energia para conclusão da marcha (TUAN, 2017).

Para Hafner et al. (2002), uma substituição fisiológica de funções compostas por um sistema ativo com forças musculares e feedback sensorial, até o momento, não é alcançável pelos produtos de pés protéticos. Porém, apesar dessas limitações, houveram avanços significativos nos próprios dispositivos que podem melhorar muito o desempenho e o nível de atividade do amputado, como por exemplo, os pés de resposta dinâmica.

Segundo a norma ISO 13028 (2016), os carregamentos máximos que ocorrem durante o ciclo de marcha são localizados no contato inicial do pé ao solo (aceitação do peso) e final do período de apoio com um membro inferior, ambos destacados na Figura 7.

2.3 Normas para projetos protéticos

Como resultado de preocupação da comunidade internacional quanto a necessidade de fornecer produtos protéticos seguros para o uso e padronização dos testes para desenvolvimento, a ISO publicou diversas normas sobre a temática de próteses (ISO 10328, 2016). Para este trabalho, tem-se como base as normas ISO 13028 e ISO 22523.

2.3.1 ISO 13028:2016

A norma ISO 13028:2016 (Próteses - Teste estrutural de próteses de membros inferiores: requisitos e métodos de teste) traz parametrizações de ensaios para próteses transfemorais, transtibiais e pés protéticos. Na norma, tem-se a recomendação que os testes podem ser abordados para casos de estruturas completas ou componentes isolados.

Durante o uso de uma prótese, existe uma série de cargas em atuação, cada uma distinta individualmente. Assim, para testes e validações, a norma referida categoriza as ações como testes de resistência estática e cíclica. Os testes estáticos referem-se as piores cargas geradas em qualquer atividade, já para os testes cíclicos, às atividades normais de caminhada onde as cargas ocorrem normalmente a cada passo.

Ambos os testes possuem categorias para condições de ensaio de comprovação e ensaio de falha. O ensaio de comprovação representa um evento grave ocasional, que pode ser sustentado pelo dispositivo protético e ainda permite seu funcionamento. O ensaio de falha é representando por um evento único bruto, que pode ser sustentado pelo dispositivo, mas não é possível utilizá-lo novamente. Com isso, existem configurações específicas e parametrizadas para cada condição de carga, estabelecida por peso e dimensões do paciente.

2.3.2 ISO 22523:2006

A norma ISO 22523:2006 (Próteses externas de membros e órteses externas: requisitos e métodos de teste) traz parametrizações de ensaios para próteses e órteses de membros superiores e membros inferiores. Para este projeto, foi utilizado a seção de próteses membros inferiores para dimensionamento de soquetes transtibiais, visto que a geometria não é tratada na norma ISO 13028. Os valores referência para construção do componente serão mostrados posteriormente.

2.4 Modelagem virtual

Segundo Santos (2018), um protótipo virtual é uma versão digital de alta fidelidade de um produto, desenvolvido dentro de integrações entre os softwares CAD e CAE, resultando em análises antes mesmo da fabricação. Portanto, com o poder da engenharia virtual, tem-se uma maior liberdade para alterações, capacidade de análise e otimização de um projeto sem perder recursos materiais, financeiro, tempo, entre outros.

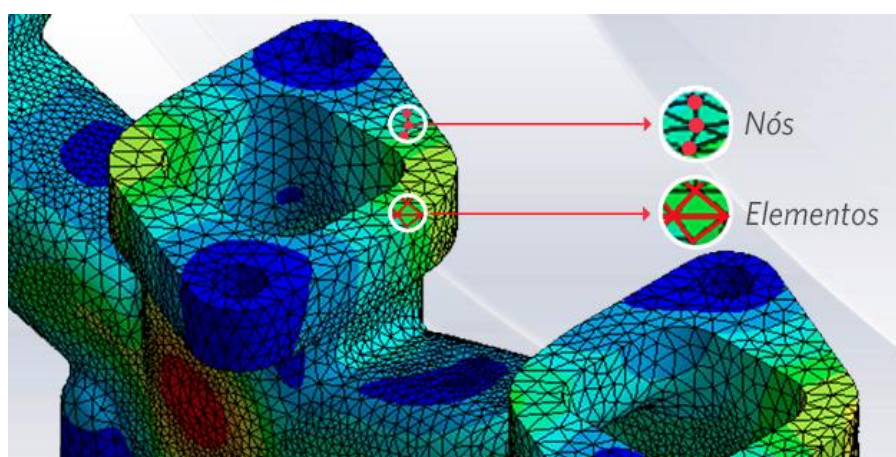
Após modelagens realizadas em software CAD, o modelo pode ser exportado para um software CAE para análise técnica. Com isso, é possível realizar digitalmente simulações de maneira rápida e simples (SANTOS, 2018).

Dentre os recursos disponíveis, tem-se o FEA (*Finite Element Analysis*), que é a área de conhecimento que aborda aplicações na análise estrutural utilizando soluções computacionais. De acordo com Tuan (2017), a área de FEA surgiu inicialmente da necessidade de um método para resolver problemas complexos de elasticidade e análise estrutural nas áreas de engenharia civil e engenharia aeronáutica. Porém, desde então tem sido usado em muitos outros campos.

Para Jamaludin (2020) o método FEA é utilizado para criar um ambiente de conexão mais próxima entre o experimento real e a simulação. A ideia do método consiste na subdivisão

da geometria em análise, em geral bastante complexa, em partes menores, conhecidos como elementos finitos, de geometria mais simples, como hexaedros ou tetraedros, por exemplo. A geometria de cada elemento é conhecida, assim a solução de equações diferenciais que governam o problema pode ser integrada em cada elemento, com condições adicionais sendo impostas entre cada conjunto de elementos adjacentes para garantir a continuidade ao longo de todo o componente em análise. Mirlisenna (2016) comenta que os elementos finitos são conectados por pontos, conhecidos também por nós ou pontos nodais, que juntos, elementos e pontos, se tornam uma malha (Figura 8).

Figura 8 – Exemplos de nós e elementos que geram uma malha



Fonte: Mirlisenna (2016)

Segundo Tuan (2017) e Jamaludin (2020), a análise de elementos finitos consiste em etapas de pré-processamento, processamento e pós-processamento. Para a primeira etapa de pré-processamento, tem-se a definição da preparação de dados como condições de contorno, carregamentos, conectividade dos componentes e dados dos materiais. Para a segunda etapa de processamento, tem-se os cálculos e geração das soluções solicitadas via dados de entrada da primeira etapa. Por fim, no pós-processamento tem-se a representação e plotagem dos resultados para avaliação do usuário.

As simulações são de grande ajuda e estão lado a lado da engenharia, como apresentado no estudo de Tuan (2017), no qual as simulações foram significativas para realização de avaliação de uma prótese transfemural antes da fabricação e uso do mesmo para o paciente, pois através da flexibilidade de alterações dos dados de entrada, foram testados

diversos cenários com objetivo de confiabilidade e segurança, tanto para o projetista, como para o usuário, extraindo assim o melhor do produto para reabilitação e sua respectiva validação.

2.5 Design for X

Além dos principais pontos de um projeto como validações de desempenho e função, em paralelo, deve existir a atenção para abordagens de DFM (*Design for manufacturing*), DFA (*Design for assembly*) e DFX (*Design for "X"*). As abordagens são importantes para simplificação e uso do produto, tanto para indústria como usuário final.

Segundo Bralla (1998), muitas vezes a maioria dos benefícios significativos do DFM vêm diretamente do método de DFA. Por exemplo, simplificando o projeto e reduzindo o número de peças necessárias, deixando-o mais fácil e rápido dentro dos cenários de fabricação, montagem e posteriormente desmontagem para manutenções e reparos.

Em relação aos produtos protéticos, o uso dessas soluções e a percepção da ausência de um membro para um paciente, em grande maioria, pode causar um certo desconforto de imagem, que conseqüentemente afetam na aceitação, resultando assim em impactos negativos para a reabilitação e grande receio no ajustamento social (WETTERHAHN, 2002; SINHA, 2011). Com isso, tem-se o método DFX em destaque para este estudo. Para o autor Bralla (1998), o método DFX visa projetar características desejáveis para um produto, entre eles, alguns atributos para um bom design foram selecionados para este projeto, como segurança, alta qualidade, confiabilidade, fácil manutenção e aparência.

O atributo de segurança garante que os envolvidos dentro dos cenários da fabricação, montagem e uso estejam seguros de forma física, sem doenças e perigos relacionados. A alta qualidade e confiabilidade estão relacionadas desde os materiais utilizados, fabricação a nível de acabamentos e uso a longo prazo do produto, continuando a fornecer e desempenhar seu papel principal com segurança e facilidade, por exemplo. O atributo de fácil manutenção tem como objetivo envolver a facilidade de realizar manutenções após ocorrências de falhas no produto ou possíveis ajustes. Por fim, o atributo aparência, conhecido também como estética, busca deixar o produto mais atrativo para o usuário, sendo importante para aceitação e capacidade de venda (BRALLA, 1998).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

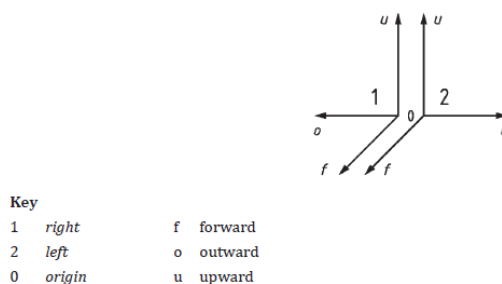
O processo de desenvolvimento iniciou-se com uma revisão bibliográfica sobre o tema. Como não há muitos estudos devidamente documentados, principalmente no Brasil, sobre como realizar os testes e suas validações para desenvolvimento de uma prótese para membro inferior, foi necessário entender o tema dentro de normas internacionais para parametrização e condições de contorno para as simulações. Para apoio no entendimento, realizou-se um mapa mental para condução das referências e produtos encontrados no mercado para modelagem.

Para a modelagem em CAD foi utilizado o software Autodesk Inventor Professional 2023 e para análise FEA foi utilizado o software Ansys *Workbench* 2023 R1. Ambos os softwares em sua versão estudantil, executados em um computador com processador Ryzen 5 2600 com 16 GB de memória RAM.

3.1 Definição de geometria

De acordo com a norma ISO 10328 (2016), a modelagem dos componentes da prótese deve respeitar uma parametrização de um sistema de coordenadas pré-estabelecido (Figura 9).

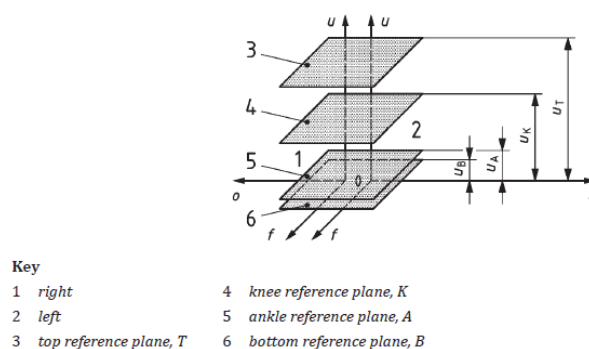
Figura 9 – Sistemas de coordenadas para aplicação do lado direito e esquerdo



Fonte: ISO 10328 (2016)

Tomando as coordenadas estabelecidas, têm-se a plotagem de planos para definição da altura da estrutura e de futuros carregamentos correspondentes para testes de ações de cargas atuantes na prótese. Os planos são categorizados como plano inferior (B), plano do tornozelo (A), plano do joelho (K) e plano superior (T), exemplificados na Figura 10. Os respectivos níveis de altura são representados na Tabela 1 para próteses transtibiais de estrutura completa.

Figura 10 – Sistemas de coordenadas com planos de carregamento



Fonte: ISO 10328 (2016)

Tabela 1 – Comprimento de diferentes tipos de amostras de teste para estrutura completa transtibial

Planos referências	Combinações de comprimentos [mm]
U_T	-
-	$(U_T - U_K) = 150$
U_K	-
-	$(U_K - U_A) = 420$
U_A	-
-	$(U_A - U_B) = 80$
U_B	-
Comprimento total até o plano superior	650

Fonte: Adaptado ISO 10328 (2016)

O comprimento de 500 mm de altura foi estabelecido para a prótese deste projeto de acordo com a norma vigente. Assim, tomou-se as seguintes dimensões para referência:

- Altura tornozelo: 80 mm
- Altura do tornozelo até o fim do soquete: 420 mm
- Altura do fim do soquete até o gabarito para teste de carregamento: 150 mm

3.1.1 Modelagem pé protético

O pé protético foi a primeira geometria modelada e posteriormente, os demais componentes complementares da estrutura de uma prótese endoesquelética. Para as geometrias não descritas na norma, foram utilizadas dimensões aproximadas via análise comparativa com dimensões disponíveis em catálogos na indústria.

Buscou-se no mercado um modelo referência de pé protético tipo resposta dinâmica para início da modelagem. Conforme o catálogo Össur (2022), o modelo selecionado foi o PRO-FLEX® LP (Figura 11).

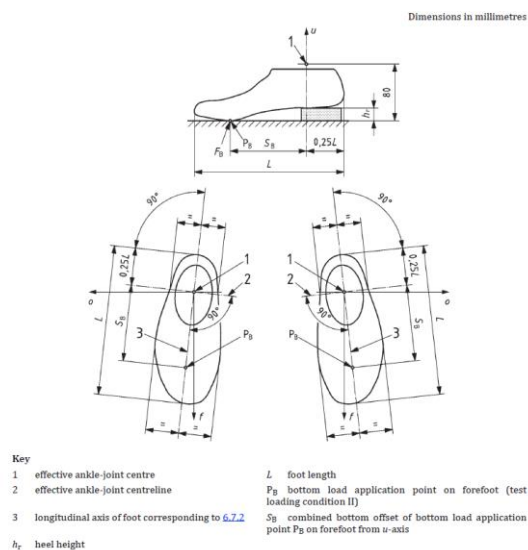
Figura 11 – Modelo PRO-FLEX® LP



Fonte: Össur (2022)

Iniciando-se a modelagem do pé protético, a norma estabelece que o eixo u passe no centro eficaz da articulação do tornozelo, como exemplificado na Figura 12.

Figura 12 – Determinação do eixo longitudinal do pé e centro efetivo da articulação do tornozelo

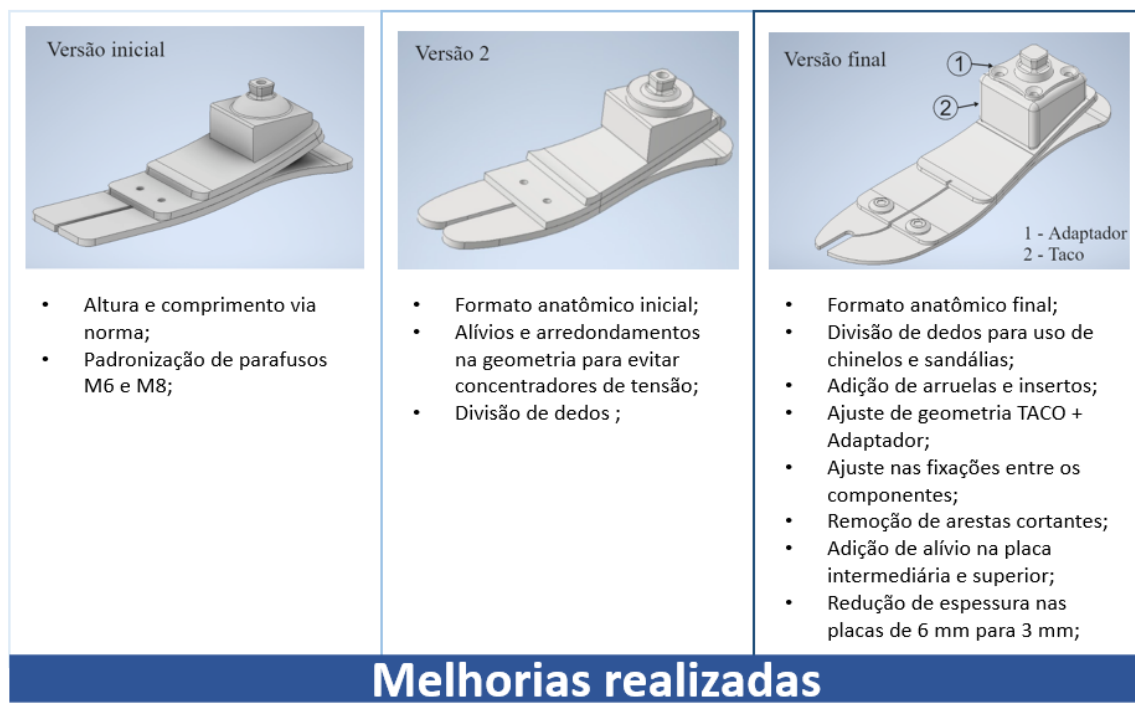


Fonte: ISO 10328 (2016)

Para o parâmetro de comprimento do pé (L), tomou-se 267 mm, equivalente a numeração de tamanho 41 do pé padrão brasileiro. Para a altura do salto do calcanhar (h_r), tem-se 10 mm conforme o modelo referência. Entretanto, de acordo com a ISO 10328 (2016), caso o parâmetro do salto não seja indicado pelo fornecedor, pode-se adotar o valor de 20 mm.

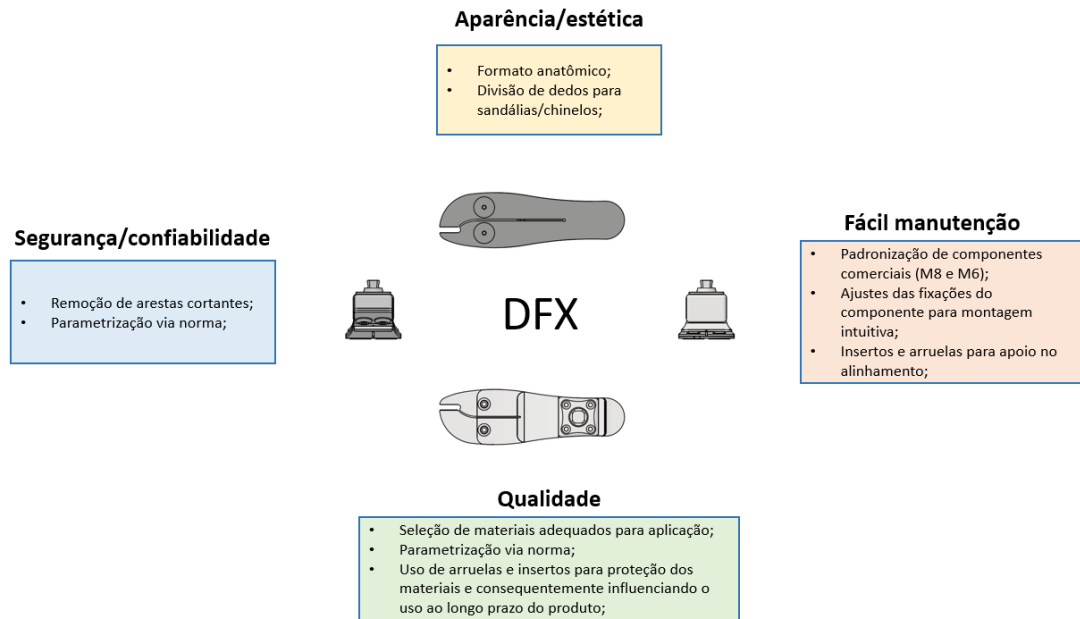
Realizou-se uma modelagem que atendesse as parametrizações iniciais, porém, pensando nas propostas dos métodos de DFX e DFA/DFM, o desenho foi remodelado para uma versão final, como exemplificado na sequência da Figura 13 com suas respectivas melhorias. Para conexão com os adaptadores, utilizou-se um componente para compensar a altura do pé (Taco) e um adaptador modular com ajuste piramidal fixo. As características com base no método DFX são exemplificadas na Figura 14.

Figura 13 – Sequência de melhorias para o modelo final adaptado de PRO-FLEX® LP



Fonte: Próprio autor

Figura 14 – Modelo final adaptado de PRO-FLEX® LP e parâmetros selecionados DFX

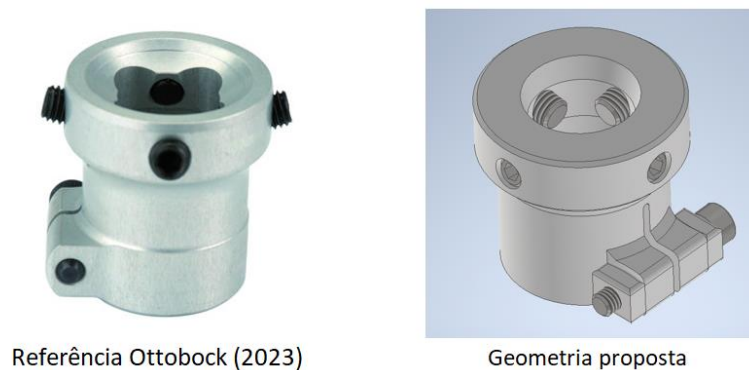


Fonte: Próprio autor

3.1.2 Modelagem componentes modulares

Para a modelagem dos adaptadores de tubo, escolheu-se o modelo com abraçadeira referência do catálogo Ottobock (2023), para fácil ajuste, montagem e facilidade de compra na indústria. O modelo referência e a modelagem são exibidos na Figura 15.

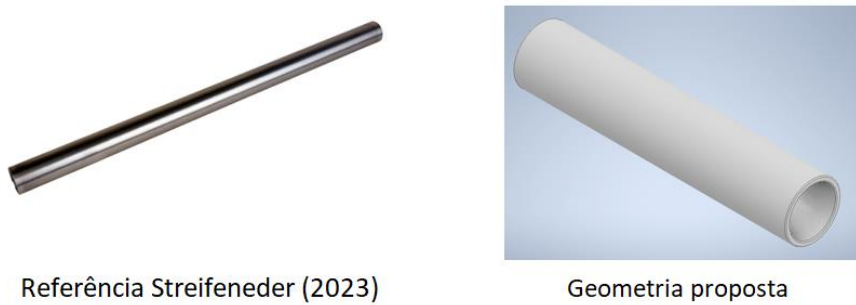
Figura 15 – Adaptador de tubo com abraçadeira para próteses



Fonte: Próprio autor

Para a modelagem do tubo protético, teve-se como referência o catálogo Streifeneder (2023) para componentes de 30 mm de diâmetro. Para a modelagem, tomou-se 2,5 mm de espessura e 147 mm de comprimento (Figura 16).

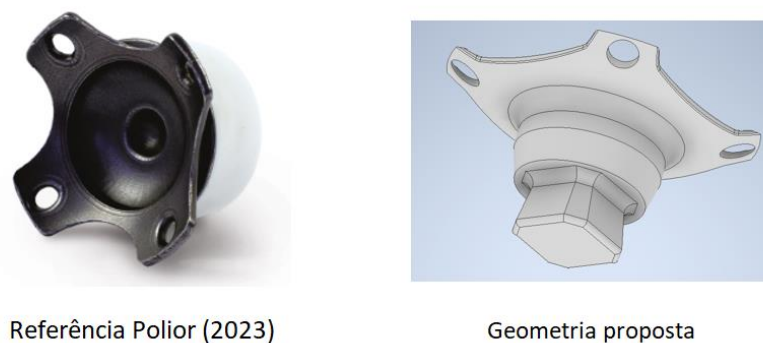
Figura 16 – Tubo protético



Fonte: Próprio autor

Para conexão entre adaptadores de tubo com o soquete, tomou-se como referência um adaptador modular de ajuste piramidal fixo com 4 garras de ancoragem para laminação, do fornecedor Polior (2023) exibida na Figura 17 com a respectiva modelagem.

Figura 17 – Adaptador modular com 4 garras de ancoragem para laminação

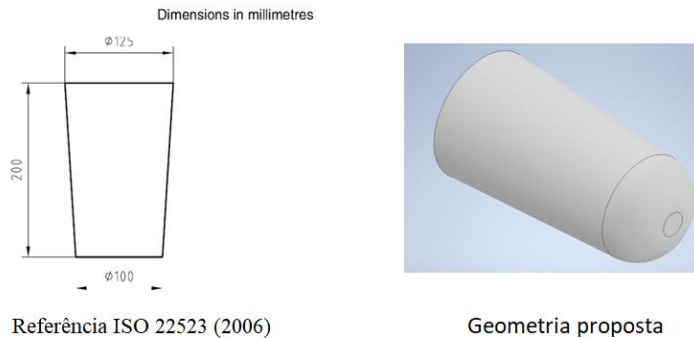


Fonte: Próprio autor

3.1.3 Modelagem soquete

Para as dimensões do soquete, tem-se como referência a norma ISO 22523 (2006), exibido na Figura 18 com sua respectiva modelagem. Para o projeto, tomou-se um soquete com espessura de 2 mm e comprimento de 241 mm.

Figura 18 – Soquete transtibial

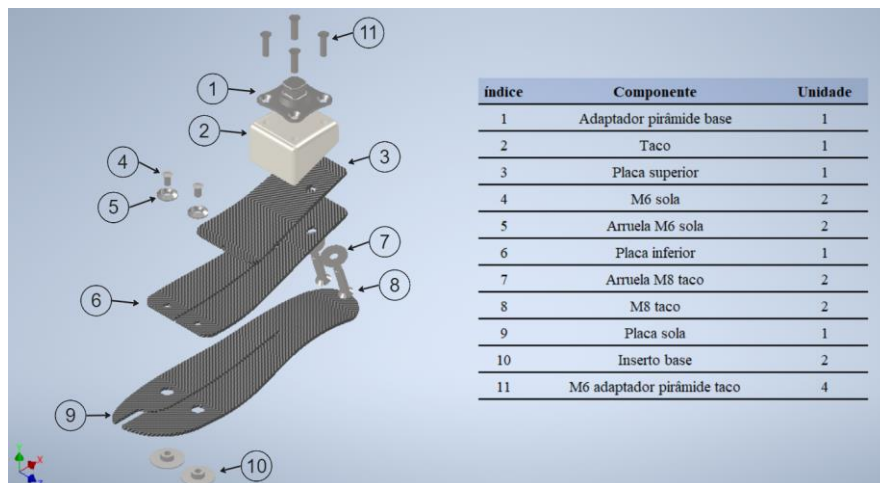


Fonte: Próprio autor

3.1.4 Montagem prótese

Para fixações de componentes via furos e roscas, utilizou-se parafusos M6 e M8. Para apoio na proteção e alinhamento dos materiais, tem-se arruelas e insertos, devido ao contato direto e esforços exigidos em montagem e uso da prótese. A montagem do pé protético e seus componentes são exibidos na Figura 19.

Figura 19 – Montagem do pé protético e seus componentes

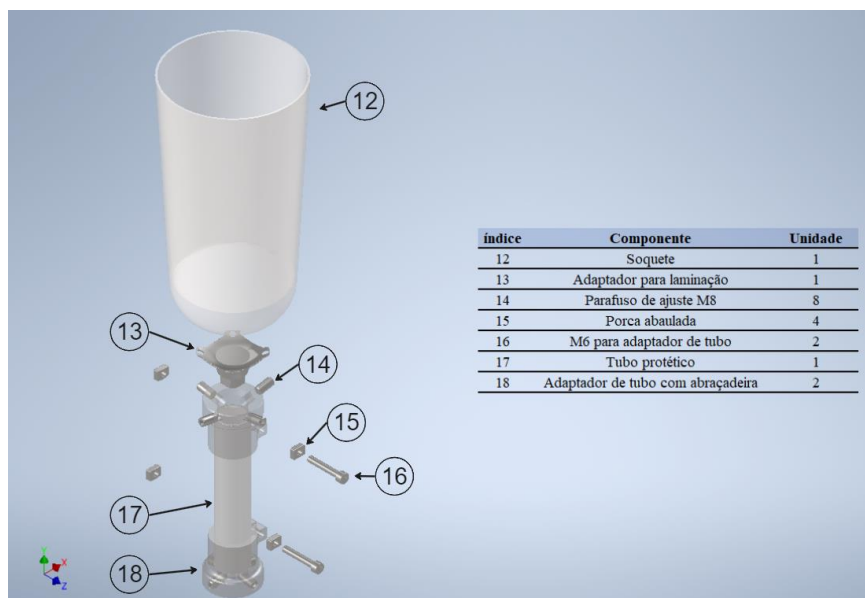


Fonte: Próprio autor

Para a conexão dos componentes modulares com o soquete, adotou-se a integração ao encaixe protético através da laminação. Do ponto de vista da manufatura, é necessário que um modelo positivo com a forma do coto do paciente seja coberto por camadas sucessivas de fibra de carbono ou vidro, e que durante este processo, seja realizado o posicionamento do adaptador

na extremidade do encaixe, respeitando as indicações de alinhamento e montagem. Para estabilização do adaptador, recomenda-se o uso de resinas de selagem e talco, acompanhados do processo de *roving* das fibras nos furos dos adaptadores, como o selecionado para este projeto. Porém, para adaptadores sem furos, mas com ancoragem de garras, deve-se formar um laço com *roving* de fibra em torno dos braços. Durante o processo de laminação da resina, é comum a ocorrência de bolhas na região do encaixe, porém para solução, pode-se recorrer ao processo a vácuo, que além de eliminar as bolhas de ar, confere ao soquete melhor resistência e menor peso na confecção do encaixe (OTTOBOCK, 2020; CASTANEDA, 2021). A montagem do soquete e os componentes modulares são exibidos na Figura 20.

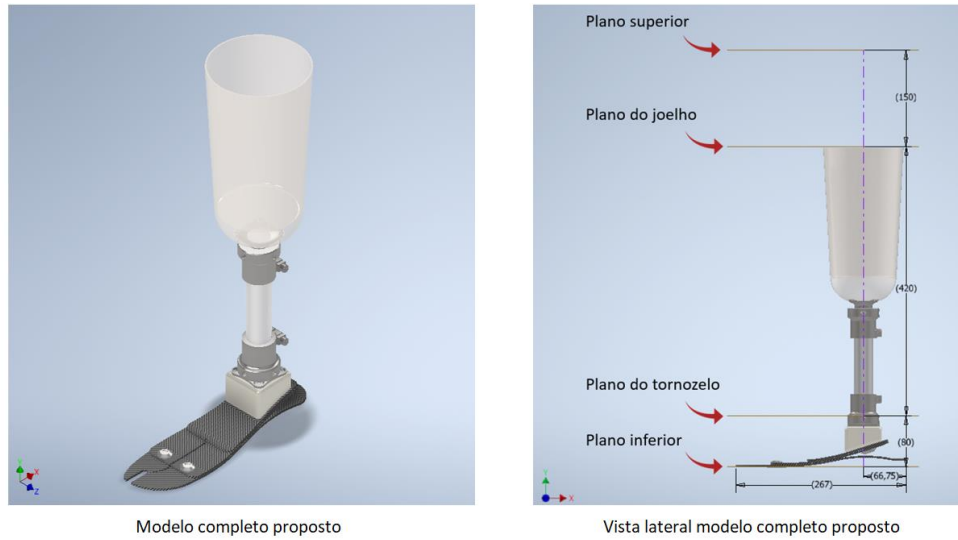
Figura 20 – Montagem dos componentes modulares e soquete



Fonte: Próprio autor

Para montagem completa da estrutura, dado o pé protético, soquete e os componentes modulares, tomou-se a parametrização já imposta pelo alinhamento no centro eficaz da articulação do tornozelo. O resultado final é exibido na Figura 21 com suas respectivas demonstrações dos planos e alinhamento.

Figura 21 – Montagem final e planos parametrizados para estrutura completa prótese transtibial



Fonte: Próprio autor

3.2 Análise de elementos finitos

Para análise de elemento finitos, a estrutura foi exportada para o ambiente CAE. Com a estrutura no ambiente, tem-se a etapa pré-processamento.

3.2.1 Parametrizações iniciais

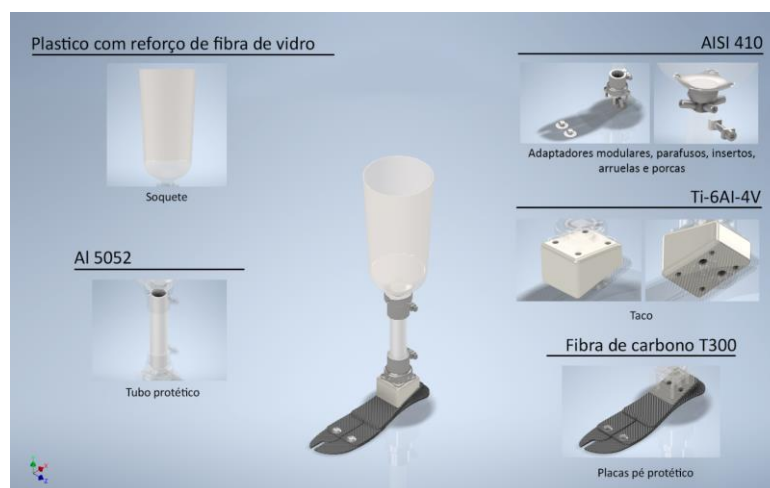
As propriedades mecânicas dos materiais selecionados, conforme Matweb (2023), Lenka (2011) e Barbero (2011), estão exibidas na Tabela 2 e a seleção para os componentes na Figura 22. Sendo densidade (ρ), módulo de elasticidade (E), Poisson (ν), limite elástico (S_y) e resistência a tração (S_{ut}). Como hipótese comum para validação, para a fibra de carbono, adotou-se a sua propriedade física como isotrópico para modelagem.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas dos materiais selecionados

Material	ρ [g/cm ³]	E [GPa]	ν	S_y [MPa]	S_{ut} [MPa]
AISI 410	7,80	200	0,28	1225	1525
Ti-6Al-4V	4,43	113,8	0,34	880	950
Fibra de Carbono (T300)	1,75	230	0,20	3530	-
Plástico com reforço de fibra de vidro	1,19	1,6	0,39	-	144
Al 5052	2,68	70,3	0,33	193	228

Fonte: Próprio autor

Figura 22 – Prótese transtibial endoesquelética proposta e materiais selecionados

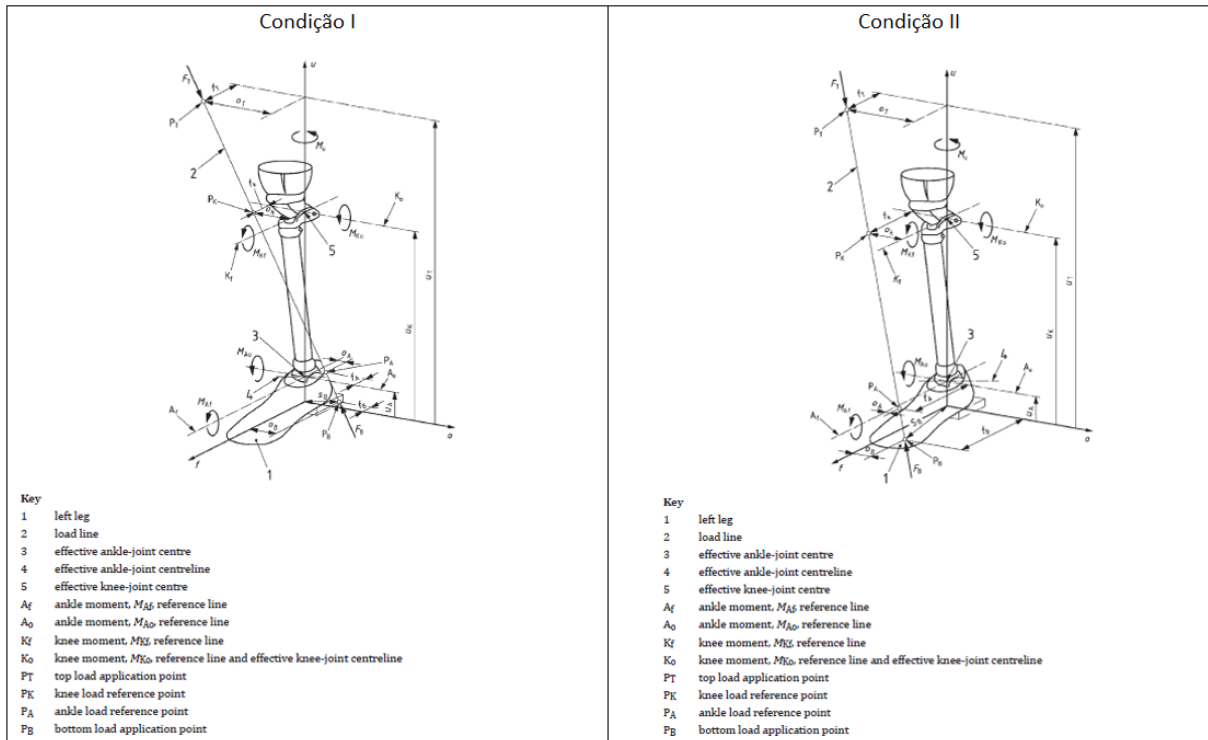


Fonte: Próprio autor

A norma ISO 10328 (2016) estabelece duas categorias de condições de carregamentos dentro dos testes estáticos e cíclicos, denominados por condições I e II. As condições estão relacionadas com os carregamentos máximo dentro de um ciclo de marcha. A condição I está relacionada ao contato inicial do pé no solo e a condição II está relacionada ao final do período de apoio com um membro inferior. Ambas situações são comentadas na seção 2.2 e exibidas em destaque na Figura 7.

Para as condições de carregamento, é necessário estabelecer um eixo de carga transversal passando em toda a estrutura da prótese (Figura 23). Para definição do eixo de carga, inicialmente, deve-se selecionar uma categoria de peso do paciente, denominada de “*Testing loading levels*” (Tabela 3). Para o projeto, tomou-se a categoria P5, de 100 kg.

Figura 23 – Condição de carregamento I e II com os planos de carregamento e forças atuantes



Fonte: adaptado ISO 10328 (2016)

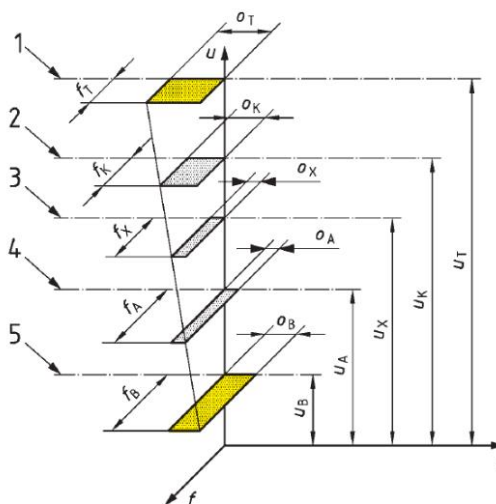
Tabela 3 – Categorias de níveis de carregamento para adultos

<i>Test loading Levels</i>	Peso [kg]
P3	60
P4	80
P5	100
P6	125
P7	150
P8	175

Fonte: adaptado da ISO 10328 (2016)

Posteriormente, por se tratar de uma análise de estrutura completa e uma ação transversal, o eixo deve passar do plano superior (T) para o plano inferior (B), como exemplificado na Figura 24. Portanto, somente os dados dos respectivos planos foram tomados (Tabela 4).

Figura 24 – Planos de carregamento

**Key**

- 1 top reference plane, T
- 2 knee reference plane, K
- 3 plane at any height $u = u_x$
- 4 ankle reference plane, A
- 5 bottom reference plane, B

Fonte: ISO 10328 (2016)

Tabela 4 – Valores dos pontos para os planos de carregamento para condição P5

Plano referência	Pontos referência	Condição I [mm]	Condição II [mm]
Plano superior (T)	f_T	82	55
	o_t	-79	-40
Plano inferior (B)	f_B	-48	129
	o_b	45	-19

Fonte: adaptado ISO 10328 (2016)

Após a definição dos planos, tomou-se para validação da prótese os testes estáticos e valores para ensaio de comprovação. Assim para a condição P5 estabelecida, os valores para os carregamentos transversais de acordo com a norma são encontrados na Tabela 5.

Tabela 5 – Valores das forças para teste de prova estático P5

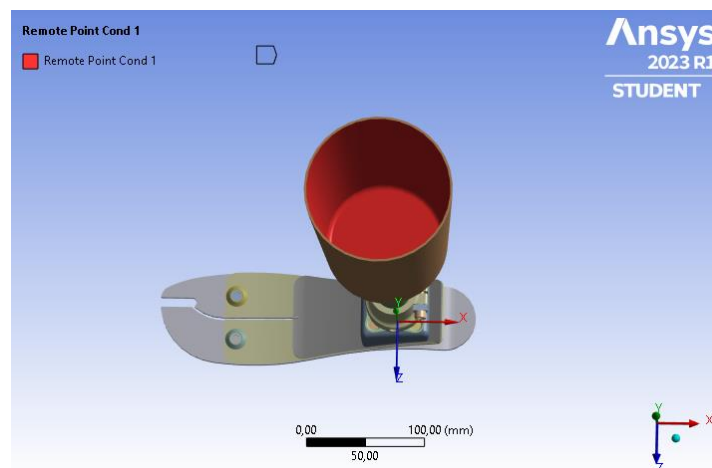
Força	Condição I [N]	Condição II [N]
Força de teste de prova (F_{sp})	2240	2013

Fonte: adaptado ISO 10328 (2016)

3.2.2 Modelagem de elementos finitos

Com a definição dos carregamentos e pontos para plotagem dos planos, dentro do ambiente CAE, tem-se inicialmente a criação de dois “*Remote Points*” representando os pontos estabelecidos no plano superior para as condições I e II para início da trajetória do eixo de carregamento transversal. Para ambos “*Remote Points*”, usou-se a opção de “*Scoping Method*” para “*Geometry Selection*”, selecionando assim, as faces dentro do soquete para representar o coto do paciente, como demonstrado na Figura 25. A vantagem na utilização de um “*Remote Point*” associado ao alojamento interno do soquete é que ao aplicar as forças nessa posição, todos os efeitos de momento dessa força já são automaticamente computados, respeitando as condições de vinculação do pé associadas.

Figura 25 – Seleção da parte interna do soquete para modelagem CAE

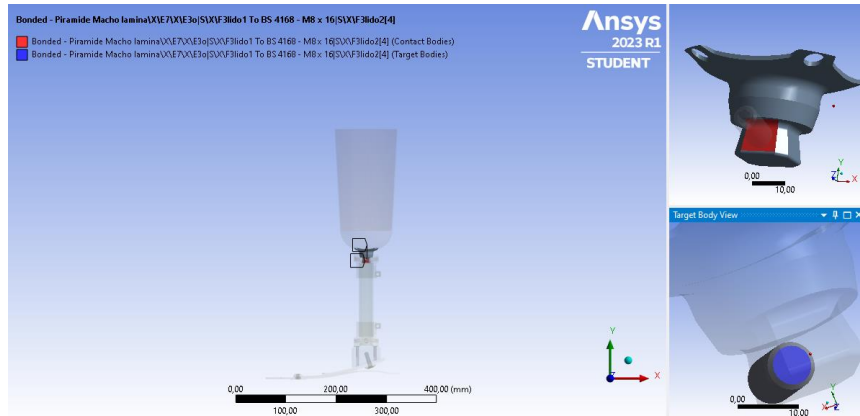


Fonte: Próprio autor

Posteriormente, realizou-se uma análise das conexões dos componentes (Figura 26), pois o programa identifica contatos em superfícies próximas que as vezes não estão planejadas

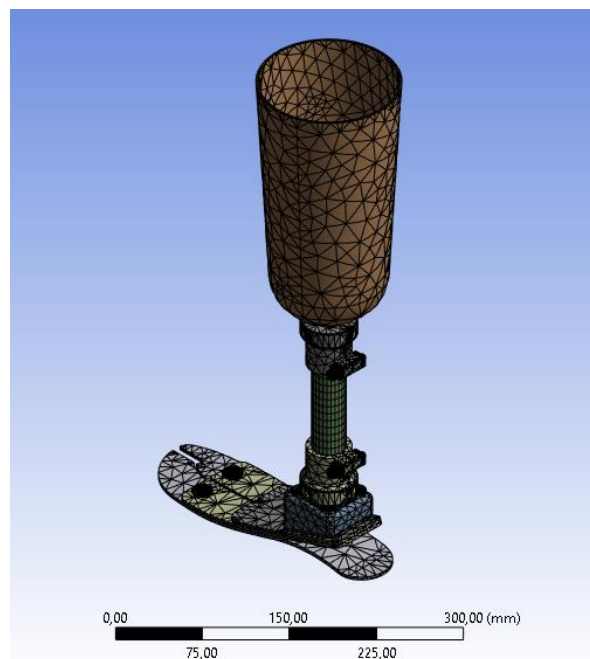
para estarem em contato. Alguns tipos de contato também podem não ser corretamente identificados, assim uma revisão e eventuais correções para cada contato ao importar o modelo CAD deve ser realizada. Após a revisão das conexões, criou-se uma malha para estrutura (Figura 27), que após refinamento, resultou em 121176 nós e 60245 elementos.

Figura 26 – Exemplo de ajustes de conexões entre os componentes



Fonte: Próprio autor

Figura 27 – Malha da estrutura da prótese transtibial



Fonte: Próprio autor

Para os testes estáticos de fato, adicionou-se uma análise de “*Analysis systems*” do tipo “*Static Structural*”, que compreendeu parametrizações de “*Remote Force*”, “*Fixed Support*” e “*Displacement*”, correspondente ao vetor transversal de carga, pontos de fixações e pontos de deslocamentos respectivamente para as condições I e II. Para a definição do “*Remote Force*” para ambas condições, tomou-se os pontos dos planos de carregamento e forças para os testes de comprovação estabelecidos na Tabela 4 e 5 da seção anterior. Assim, definiu-se as forças em componentes vetoriais (Tabela 6) de acordo com o sistema de coordenadas do ambiente CAE (Figura 25):

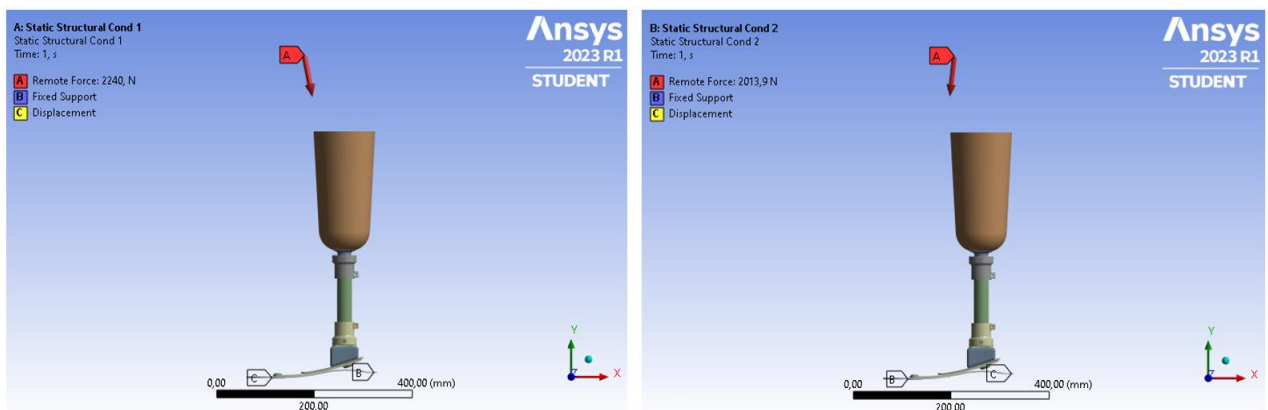
Tabela 6 – Forças vetoriais para teste de comprovação estático condição I e II

Forças vetoriais	Componente x [N]	Componente y [N]	Componente z [N]
Remote Force I	-227,6	-2000	64,6
Remote Force II	431,8	-2160	411,9

Fonte: Próprio autor

Finalizadas todas as parametrizações, realizou-se a etapa de processamento para resultados para tensões equivalentes, deslocamentos e coeficientes de segurança. As fixações equivalentes ao pé no solo (item B), deslocamentos como hipótese para uma estrutura isostática (item C) e carregamentos transversais (item A) para as condições I e II são exibidos na Figura 28.

Figura 28 – Carregamento transversal, fixações e deslocamentos para condições I e II



Fonte: Próprio autor

4 RESULTADOS

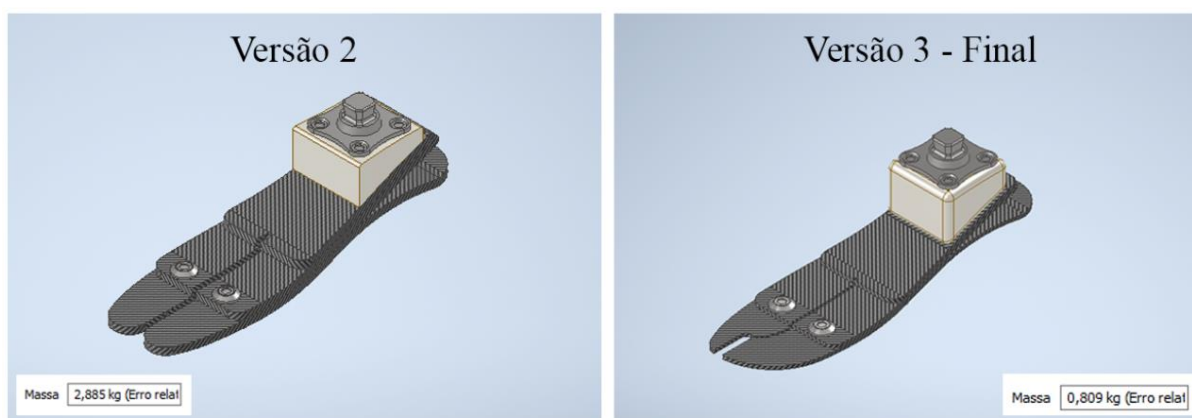
Os resultados foram divididos em duas partes. A primeira é relacionada com a geometria dos componentes e montagem da prótese com seus respectivos materiais, já a segunda, é relacionada com os resultados obtidos na análise de elementos finitos.

4.1 Resultado da geometria

A primeira geometria realizada para o pé protético traz pontos de melhorias que foram tomados ao decorrer do projeto. A versão final do modelo para o pé protético possui um formato anatômico, divisão dos dedos para uso de chinelos/sandálias, alívios nas placas e fixações de fácil acesso para manutenções e reparos. Para o componente Taco e adaptador, houve a remoção de arestas cortantes, ajuste de geometria e fixação ao restante do pé protético. A espessura da sola e placas do pé protético eram de 6 mm para a versão inicial e intermediária, para o modelo final tomou-se 3 mm para economia de recursos e conforto ao usuário.

Para comparação, entre o modelo intermediário e final, após as melhorias propostas, porém com o mesmo número de parafusos e utilizando os mesmos materiais, resultou-se uma redução de peso de 2,076 kg no pé protético, com erro relativo de 0,2% devido a variação das propriedades físicas dos materiais adicionadas na biblioteca do software (Figura 29).


Figura 29 – Comparação de massa entre o pé protético versão 2 e versão 3



Fonte: Próprio autor

Para estrutura completa tem-se 38 componentes, como exibido na Figura 30 com seus respectivos materiais e peso. A prótese transtibial traz resultados de uma massa total de 2,134 kg, com destaque nos componentes mais pesados sendo o Taco e Adaptador de tubo com abraçadeira, com 0,426 kg e 0,612 kg respectivamente.

Figura 30 – Componentes, unidades, unidades de montagem, materiais e seus respectivos pesos



Componente	Unidade	Unidade de montagem	Material	Peso [kg]
Adaptador pirâmide base	1	pé protético	AISI 410	0,093
Taco	1	pé protético	Ti-6Al-4V	0,426
Placa superior	1	pé protético	Fibra de carbono T300	0,064
M6 sola	2	pé protético	AISI 410	0,004
Arruela M6 sola	2	pé protético	AISI 410	0,01
Placa inferior	1	pé protético	Fibra de carbono T300	0,042
Arruela M8 taco	2	pé protético	AISI 410	0,022
M8 taco	2	pé protético	AISI 410	0,026
Placa sola	1	pé protético	Fibra de carbono T300	0,084
Inserto base	2	pé protético	AISI 410	0,018
M6 adaptador pirâmide taco	4	pé protético	AISI 410	0,02
Soquete	1	Soquete	Plástico com reforço de fibra de vidro	0,433
Adaptador para laminação	1	Componente modular	AISI 410	0,109
Parafuso de ajuste M8	8	Componente modular	AISI 410	0,048
Porca abaulada	4	Componente modular	AISI 410	0,016
M6 para adaptador de tubo	2	Componente modular	AISI 410	0,022
Tubo protético	1	Componente modular	Al 5052	0,085
Adaptador de tubo com abraçadeira	2	Componente modular	AISI 410	0,612
Total	38			2,134

Fonte: Próprio autor

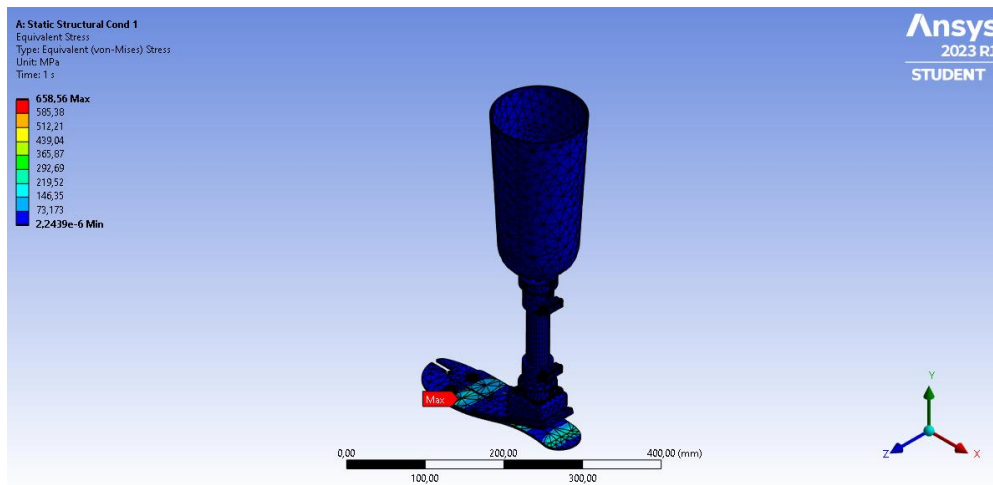
4.2 Resultado da análise de elementos finitos

No pós-processamento das análises apresentam-se as tensões de von Mises decorrentes de análises estruturais estáticas segundo as condições I e II. Destacam-se os pontos críticos com maiores concentrações de tensões, que são avaliados frente aos limites do material (tensão de escoamento ou tensão máxima) para definir os coeficientes de segurança. Apresentam-se também os respectivos deslocamentos finais quando aplicados os carregamentos, sempre considerando como referência a parte da sola da prótese em contato com o chão. Para as simulações iniciais, obteve-se coeficientes superdimensionados, que permitiu a retirada de massas e apoio na escolha dos materiais com ciclos de simulações intermediárias até se chegar ao modelo definitivo apresentado na Figura 31.

4.2.1 Resultados para condição de carregamento I

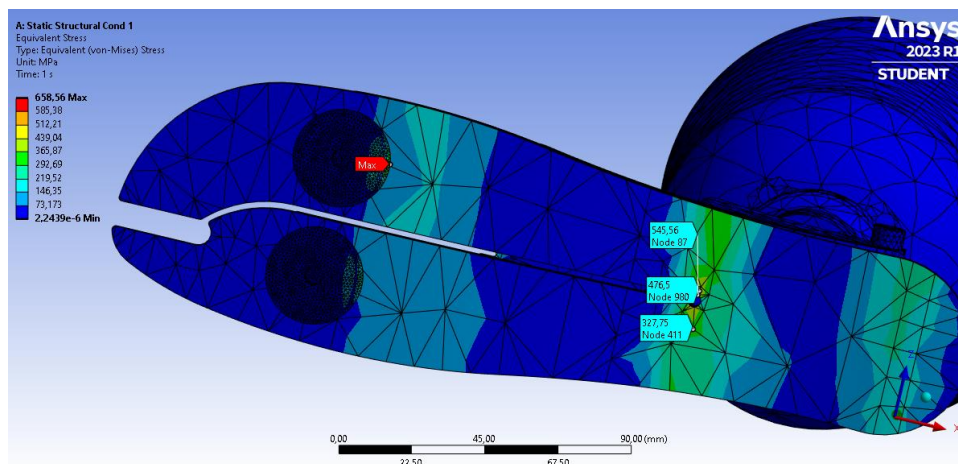
Na Figura 31, tem-se a variação de tensão na estrutura da prótese transtibial. Nota-se na Figura 32, variações na concentração de tensão na região de alívio da geometria da sola, com valores em destaque de 327,75 MPa até 545,56 MPa. Para o valor máximo, tem-se a região do inserto do lado esquerdo, com 658,56 MPa.

Figura 31 – Tensões de von-Mises para condição de carregamento I



Fonte: Próprio autor

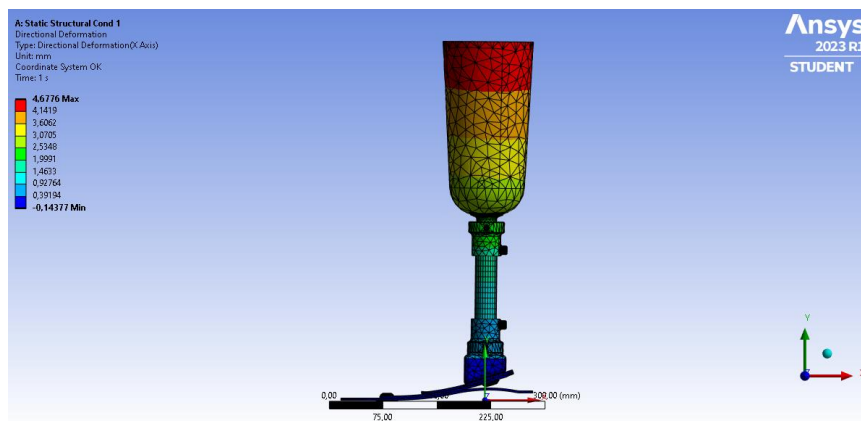
Figura 32 – Regiões em destaque para tensões de von-Mises para condição de carregamento I



Fonte: Próprio autor

Para o deslocamento através do estresse realizado pela carga transversal, tem-se os resultados do deslocamento direcional e total. Para deslocamento direcional no eixo x, obteve-se um valor máximo no soquete de 4,67 mm (Figura 33). Para deslocamento total, obteve-se um total de 6,30 mm (Tabela 7). Em comparação com os ensaios realizados no trabalho de Santos (2018), em que os valores chegaram a 10 mm com cargas menores em materiais com propriedades mecânicas inferiores, tem-se que os valores obtidos nas simulações estão dentro de padrões aceitáveis e que alternativas com espessuras menores para alguns componentes podem ser viáveis.

Figura 33 – Regiões e valores para deslocamento direcional condição de carregamento I



Fonte: Próprio autor

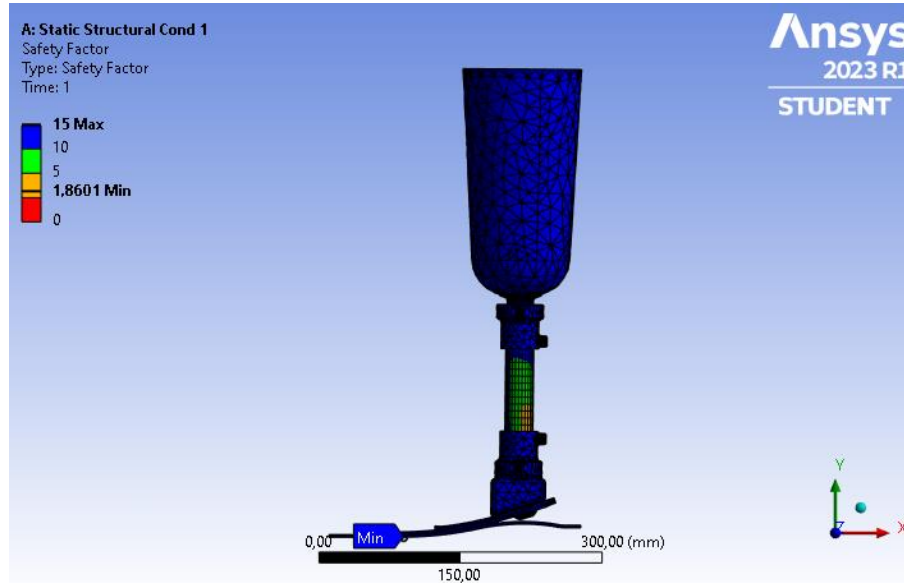
Tabela 7 – Deslocamento total para condição de carregamento I

Deslocamento em x [mm]	Deslocamento em y [mm]	Deslocamento em z [mm]	Deslocamento total [mm]
5,95	-0,20	2,04	6,30

Fonte: Próprio autor

Para o coeficiente de segurança, os valores são exibidos na Figura 34. A estrutura teve um valor mínimo encontrado de 1,86 no inserto esquerdo da sola de material AISI 410. Como um todo, a estrutura resultou-se bem, não levando a falha nesta condição de carga com a seleção de materiais imposta.

Figura 34 – Valores de coeficiente de segurança para condição I

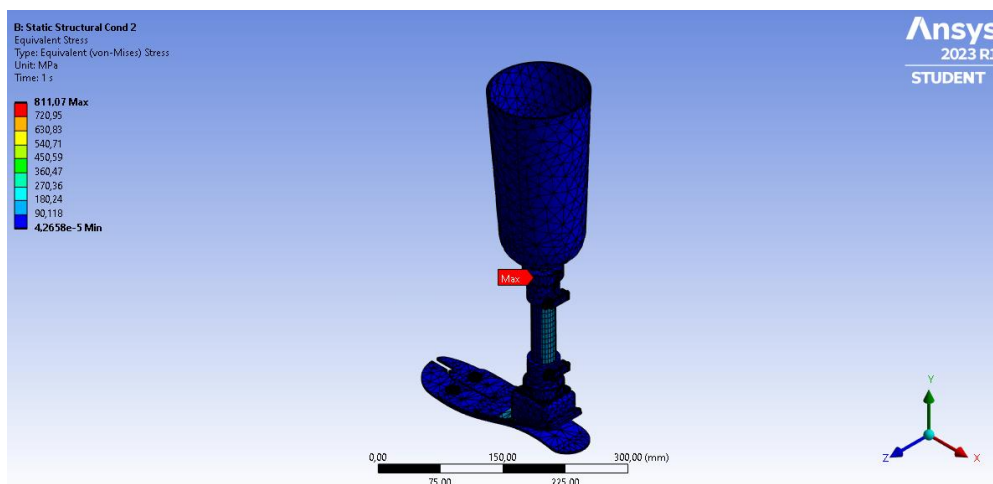


Fonte: Próprio autor

4.2.2 Resultados para condição de carregamento II

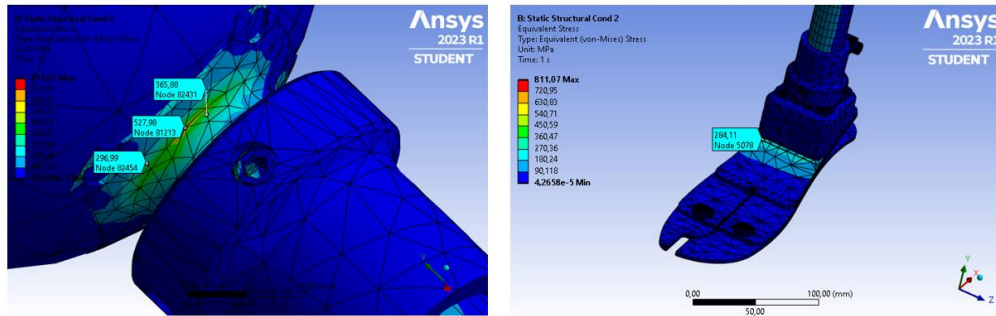
Na Figura 35, tem-se o resultado da variação de tensão na estrutura da prótese transtibial. Em detalhe, nota-se na Figura 36 variações no componente pirâmide para laminação e na placa superior do pé protético, com valores de destaque entre 284,11 MPa até 527,98 MPa.

Figura 35 – Tensões de von-Mises para condição de carregamento II



Fonte: Próprio autor

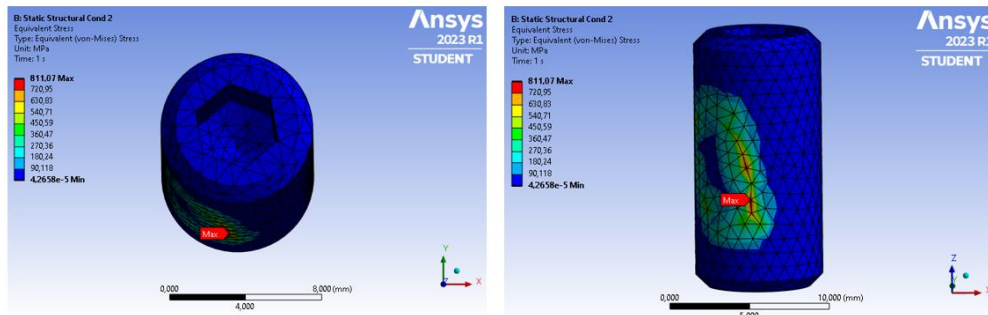
Figura 36 – Regiões em destaque para tensões de von-Mises para condição de carregamento II



Fonte: Próprio autor

A concentração máxima é exibida na Figura 37 e está localizada em um dos parafusos de ajuste M8 para fixação do adaptador na conexão piramidal, com valor de 811,07 MPa.

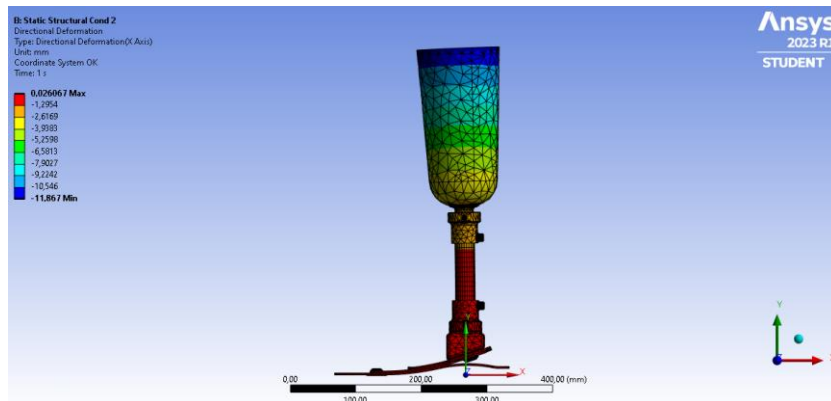
Figura 37 – Regiões em destaque do parafuso M8 de ajuste para tensão máxima de von-Mises para condição de carregamento II



Fonte: Próprio autor

Para o deslocamento, como realizado na condição I, tem-se o resultado direcional e total para a condição II. Para o deslocamento direcional no eixo x, obteve-se valores máximos na sola do pé protético de 0,02 mm (Figura 38). Para o valor de deslocamento total, obteve-se 18,5 mm como demonstrado na Tabela 8. Novamente, em comparação com os ensaios realizados no trabalho de Santos (2018) para a condição II, que os valores chegaram a 30 mm com cargas menores e em materiais com propriedades mecânicas inferiores, conclui-se que os resultados obtidos estão dentro de padrões aceitáveis.

Figura 38 – Regiões e valores para deslocamento direcional condição de carregamento II



Fonte: Próprio autor

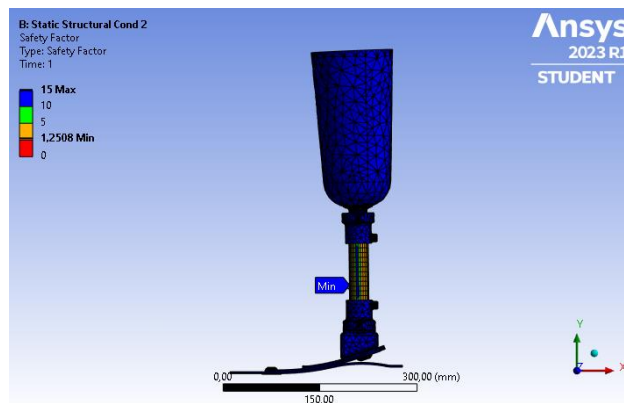
Tabela 8 – Deslocamento total para condição de carregamento II

Deslocamento em x [mm]	Deslocamento em y [mm]	Deslocamento em z [mm]	Deslocamento total [mm]
-17,73	-2,80	-4,48	18,5

Fonte: Próprio autor

Para o coeficiente de segurança, os valores são exibidos na Figura 39. A estrutura resultou em um valor mínimo de 1,25 no tubo protético de material Al 5052. Ao todo, a seleção de materiais se mostrou aceitável, não levando a prótese a falha, sendo assim, a estrutura se provou viável para seguir como protótipo.

Figura 39 – Valores de coeficiente de segurança para condição II



Fonte: Próprio autor

5 CONCLUSÃO

Encerrada a etapa de pós-processamento e analisando os resultados alcançados do trabalho para as análises técnicas e geometrias modeladas, é possível concluir que os objetivos foram realizados. Do objetivo geral, apresentou-se um projeto de prótese transtibial virtual e detalhadamente o processo para validação de comprovação para teste estático dentro das normas parametrizadas internacionalmente.

Para os resultados de geometria, em especial o pé protético, foi possível realizar melhorias aplicando métodos com base nos estudos acerca do tema de DFX para a versão final. Do ponto de vista de qualidade e aparência, teve-se o atributo de conforto devido à redução de peso promissor de 2 kg, formato anatômico e divisão de dedos para maior aceitação do usuário e sua estética. Com as parametrizações de alinhamento, fácil montagem e testes realizados com as normas internacionais para equipamentos protéticos, obteve-se também atributos de segurança e fácil manutenção, deixando os usuários de diversos cenários posteriores seguros, como de fabricações, montagens e uso. Para os demais componentes da estrutura endoesquelética, optou-se preferencialmente pela escolha de componentes comerciais para fácil aquisição e padronização.

Para o atributo de massa da prótese completa de 2,13 kg, considera-se aceitável nos padrões comerciais, visto no estudo de Santos (2018) que o cenário comercial apresenta estruturas de 1,5 kg a 2kg. Destaca-se que alguns componentes comerciais utilizados não apresentavam todas as dimensões exatas para modelagem em CAD, como por exemplo o componente Taco e Adaptador de tubo com abraçadeira, ambos acessórios mais pesados na estrutura com 0,426 kg e 0,612 kg respectivamente. Porém, ainda assim contribuíram para um peso dentro da média das próteses para membros inferiores. Com isso, futuramente pode-se realizar uma nova montagem com novos componentes mais assertivos nas dimensões e novos materiais para melhorias de projeto na redução do peso.

Para os resultados de tensão em ambas condições de carregamento solicitadas para a estrutura, a simulação da prótese não apresentou falhas, pois o limite de escoamento dos materiais selecionados se manteve dentro dos padrões de segurança, para condição I com coeficiente de segurança de 1,86 e para a condição II com coeficiente de 1,25.

Os resultados encontrados nos testes de deslocamentos, se mostraram satisfatórios com base e comparação nos resultados encontrados por Santos (2018) em seus ensaios de uma prótese transtibial constituída por biocompósitos, todos abaixo dos valores e dentro dos padrões. Com isso, com os materiais utilizados, pode-se testar futuramente espessuras menores para

alguns componentes, o que tem potencial para deixar a prótese mais leve, e, portanto, dentro das estimativas esperadas de peso.

Em virtude do objetivo deste estudo, projetar uma prótese virtual e sua respectiva validação com base nas normas, optou-se por não realizar estimativas de custo de produção. Porém, seria de grande apoio como repositório neste assunto para trabalhos futuros, buscando opções funcionais de baixo-custo.

Dessa forma, como base para futuros trabalhos dentro do tema apresentado e aplicação para projetos para próteses transtibiais, tem-se algumas sugestões:

- Utilizar combinação de novos materiais para melhoria de massa da estrutura e seus componentes;
- Realizar estudo financeiro sobre os materiais utilizados para possibilidades de próteses transtibiais funcionais de baixo-custo;
- Testar novos designs para os componentes comerciais apresentados, visto a quantidade de opções encontradas no mercado;
- Montar uma estrutura com base nas parametrizações apresentadas com materiais via manufatura aditiva;
- Avaliar demais métodos para critério de falha de acordo com o respectivo material (não metálicos);
- Avaliar melhorias para refinar o padrão de malha nas simulações de elementos finitos de acordo com os componentes utilizados, como elemento casca para espessuras menores e alteração dos tipos de elementos para quadrilateral, triangular, cúbico e etc;
- Entender demais normas e patentes sobre o tema para complemento.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BARBERO, E. J. **Introduction to composite materials design**. 2ª ed. Boca Raton, Taylor & Francis Group, 2011.

BOCCOLINI, F. **Reabilitação: amputados, amputações, próteses**. 2.ed. São Paulo, Robe, 2000.

BRALLA, J. G. **Design for Manufacturability Handbook**. 2ª ed. New York, McGraw-Hill Professional, 1998.

CAMPBELL, A. I. et al. Prosthetic limb sockets from plant-based composite materials. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 36, p. 181-9, 2012

CASTANEDA, L. **Próteses de membros superiores e inferiores: indicações e confecção**. Universidade Federal Do Maranhão, São Luís, 2021.

FRITZEN, L. F. S. **Análise cinemática da marcha de amputados transtibiais com diferentes tipos de pés protéticos**. Universidade do Vale da Paraíba, 2012.

GIROTTTO, P. R. et al. **Dynamic response assessment prosthetic feet through inertial sensor - a case study**. Centro Universitário Univates, 2016.

GUIMARAES, I. B. **Análise de viabilidade de fabricação de um pé sach por impressão 3d e comparação de seu custo de fabricação com o preço de compra do pé sach convencional do sistema único de saúde**. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2021.

HAFNER, B. J. et al. Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, vol. 39, p. 01-11, 2002.

ISO 10328:2016. **Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses: Requirements and test methods**. International Organization for Standardization, 2016.

ISO 22523:2006. **External limb prostheses and external orthoses - Requirements and test methods**. International Organization for Standardization, 2006.

JAIMES E. et al. Comparison of a transtibial socket design obtained by additive manufacturing and reverse engineering and a traditional model. **Journal of Physcis: Conference Series**, v. 1126, p. 012016, 2018.

JAMALUDIN, M. S. **Dynamic analysis of transfemoral prosthesis function using finite element method**. Shibaura Institute of Technology, 2020.

LENKA, P. K. et al. Analysis of transtibial prosthetic socket materials using finite element method. **Journal Biomedical Science and Engineering**, vol. 04, 2011.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia Clínica e Anatomia**. 5ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara, 2013.

LUSARDI, M. M. et al. **Orthotics and prosthetics in rehabilitation**. 3ª ed. St. Louis, Elsevier/Saunders, 2013.

MATWEB. **Online Materials Information Resource**, 2023. Disponível em: <<http://www.matweb.com>>. Acesso em: 27 fev. 2023.

MIRLISENNA, G. **Método dos elementos finitos**, 2016. Disponível em: <<https://www.esss.co/blog/metodo-dos-elementos-finitos-o-que-e/>>. Acesso em: 01 abr. 2023.

MUBARAK, A. J. M. et al. **Customized Designs and Biomechanical Analysis of Transtibial Prosthetic Leg**. 2021.

ÖSSUR. **Catálogo de produtos**, 2021. Disponível em: <https://media.ossur.com/image/upload/product-documents-global/CRE-11294_Cat%C3%A1logo_Solu%C3%A7%C3%B5es_Prot%C3%A9ticas_2022_pt_br_PN00000.pdf>. Acesso em: 27 fev. 2023.

ÖSSUR. **Guia para próteses membro inferior**, 2023. Disponível em: <<https://www.ossur.com/pt-br/proteses/informacoes-para-recem-amputados/informacoes-para-amputados-de-membros-inferiores/about-prosthetic-legs/guide-to-prosthetic-legs>>. Acesso em: 04 abr. 2023.

OTTOBOCK. **Adaptador de tubo com abraçadeira**, 2023. Disponível em: <<https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Adapters-Structural-Components/Tube-clamp-adapter%2C-%C3%98-30-mm%2C-aluminum/p/4R69~5AL>>. Acesso em: 27 fev. 2023.

OTTOBOCK. **Rotatable 4 prong adapter with Pyramid**, 2020. Disponível em: <<https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Adapters-Structural-Components/Rotatable-4-prong-Adapter-with-Pyramid/p/4R116>>. Acesso em: 10 fev. 2023.

OTTOBOCK. **SACH Foot – Instrução de uso**, 2021. Disponível em: <<https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet---Mechanical/SACH-Foot-Men-18mm-Toes/p/1S66>>. Acesso em: 04 abr. 2023.

PENTEK, A. et al. The Effect of Printing Parameters on Electrical Conductivity and Mechanical Properties of PLA and ABS Based Carbon Composites in Additive Manufacturing of Upper Limb Prosthetics. **Crystal**, v. 10, p. 398, 2020.

PINHEIRO, L. R. et al. Analysis of the satisfaction of persons with lower-limb amputations. **Revista da jornada da pós-graduação e pesquisa – Congrega**, v. 1, n. 1, p. 127-144, 2017.

POLIOR. **Adaptador modular para encaixe transtibial com pirâmide**, 2023. Disponível em: <<https://polior.com.br/produto/adaptador-modular-para-encaixe-transtibial-com-piramide/>>. Acesso em: 27 fev. 2023.

SANTOS, J. V. G. **Design de prótese transtibial de baixo custo constituída por biocompósitos: desenvolvimento e avaliação**. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2018.

SINHA, R. et al. Factors affecting quality of life in lower limb amputees. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 35, p. 90-6, 2011.

STENVALL, E. et al. **Additive manufacturing of prostheses using forest-based composites**. 2020.

STREIFENEDER. **Catálogo de produtos**, 2023. Disponível em: <https://www.streifeneder.com/var/assets/orthoproduction/downloads/catalogues/en/streifeneder_catalogue_prosthetics.pdf>. Acesso em: 27 fev. 2023.

TUAN, L. V. **Evaluation of Trans-femoral Prosthesis Function Using Finite Element Analysis**. Shibaura Institute of Technology, 2017.

WETTERHAHN, K. A. et al. Effect of Participation in Physical Activity on Body Image of Amputees. **American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists**, v. 81, p. 194-201, 2002.

WHITTLE, M. W. **Gait analysis: an introduction**. 4ª ed. Philadelphia, Elsevier Ltd., 2007.