

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

ELIAS DAGOSTINI

**MODELAGEM E ANÁLISE DE TENSÕES DE UMA PRÓTESE PARA MEMBROS INFERIORES DO
TIPO *FLEX***

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO

2021

ELIAS DAGOSTINI

**MODELAGEM E ANÁLISE DE TENSÕES DE UMA PRÓTESE PARA MEMBROS
INFERIORES DO TIPO *FLEX***

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do Curso de Engenharia Mecânica do Departamento Acadêmico de Mecânica – DAMEC – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Câmpus Pato Branco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Mecânico.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues

PATO BRANCO

2021

FOLHA DE APROVAÇÃO

Modelagem e Análise de Tensões De Uma Prótese Para Membros Inferiores Do Tipo *Flex*

Elias Dagostini

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação apresentado no dia 17/08/2021 como requisito parcial para a obtenção do Título de Engenheiro Mecânico, do curso de Engenharia Mecânica do Departamento Acadêmico de Mecânica (DAMEC) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Câmpus Pato Branco (UTFPR-PB). O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora julgou o trabalho **APROVADO**.

Prof. Dr. Robson Goncalves Trentin
(UTFPR – Departamento de Mecânica)

Dra. Gabriela Wessling Oening Dicati

Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues
(UTFPR – Departamento de mecânica)
Orientador

Prof. Dr. Bruno Bellini Medeiros
Responsável pelo TCC do Curso de Eng. Mecânica

*A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Curso de Engenharia Mecânica

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus, pois é a base de tudo que sou e o único merecedor de louvor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, à Deus, pois tudo é dele, por meio dele e para Ele.

Agradeço aos meus pais, Antonio e Roseléia, pela confiança, amparo e por toda a dedicação para que nada me faltasse durante o curso.

Às minhas irmãs, Andréia e Lígia, por toda a cumplicidade e por tornarem a vida mais leve.

Ao meu orientador, Fábio Mandello Rodrigues, pelo seu conhecimento, por ter sugerido o tema e por todo o auxílio durante a execução do trabalho.

À minha namorada, Gabriela, por todo o amor, cuidado e, por ser uma extensão do amor de Deus por mim.

À minha prima, Susana e minha sogra, Tirzá, pela ajuda, que foi fundamental para a escrita deste trabalho.

Ao departamento de mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná campus Pato Branco, por todo o conhecimento e experiências proporcionadas durante o curso, além de tão bem representar o ensino público brasileiro.

À 2ª Igreja do Evangelho Quadrangular de Pato Branco e todos os seus membros, por todo o apoio, acolhimento e cuidado, que foram essenciais durante os anos longe da família.

Agradeço também a todos os colegas e amigos que tornaram a passagem pela universidade mais prazerosa.

EPÍGRAFE

Pela graça vocês são salvos, mediante a fé; e isto não vem de vocês, é dom de Deus; não de obras, para que ninguém se glorie. Pois somos feitura dele, criados em Cristo Jesus para boas obras, as quais Deus de antemão preparou para que andássemos nelas (BÍBLIA, Efésios, 2, 8-10).

RESUMO

DAGOSTINI, Elias. Modelagem e análise de tensões de uma prótese para membros inferiores do tipo *flex*. 2021. 57 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2021.

A falta de atividades físicas regulares está diretamente ligada à saúde emocional e física do ser humano. Além disso, amputações de membros inferiores implicam em sérias dificuldades de mobilidade, consequentemente na redução da prática de atividades físicas. Este trabalho analisa as tensões em uma prótese inferior do tipo *flex*, que é a mais indicada para a prática de atividades físicas por amputados. Foi realizada a modelagem com três variações de ângulos internos, selecionados três materiais para constituírem a lâmina da prótese e ainda, encontradas condições de contorno que simulam o uso real da prótese. As análises foram realizadas por meio do método dos elementos finitos. Os resultados de tensões equivalentes de cada cenário foram comparados entre si, tornando possível a conclusão de que próteses com ângulos menores, com os parâmetros testados, sofrem solicitações maiores; ainda, que a modelagem proposta permite o emprego de dois dos materiais selecionados na fabricação da prótese, um terceiro material selecionado apresentou falhas devido à sua baixa resistência ao escoamento sob compressão.

Palavras-chave: Biomecânica. Método dos Elementos Finitos. Compósitos. Reabilitação de amputados.

ABSTRACT

DAGOSTINI, Elias. Modeling and stress analysis of a flex-type prosthesis for lower limbs. 2021. 57 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2021.

The lack of regular physical activities is directly related to human emotional and physical health. In addition, lower limb amputations imply in serious mobility difficulties, consequently in a reduction on the practice of physical activities. This work analyzes the tensions in an inferior flex-type prosthesis, which is the most suitable for the practice of physical activities by amputees. The modeling was carried out with three variations of internal angles, three materials were selected to constitute the prosthesis blade and also found contour conditions that simulate the real use of the prosthesis. The analyzes were realized through the finite element method. The results of equivalent stress in each scenario were compared to each other, making it possible to conclude that prostheses with smaller angles, with the parameters tested, are subject to greater demands; also, that the proposed model allows the use of two of the selected materials in the manufacture of the prosthesis, a third selected material presented failures due to their low compressive yield strength.

Keywords: Biomechanics. Finite Element Method. Composites. Rehabilitation of amputees.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|---|----|
| Figura 1 – Prótese do tipo <i>flex</i> | 16 |
| Figura 2 - Componentes de uma prótese exoesquelética esculpida em madeira | 20 |
| Figura 3 - Prótese endoesquelética..... | 21 |
| Figura 4 – Pé SACH..... | 22 |
| Figura 5 – Movimentos permitidos pelo pé articulado | 22 |
| Figura 6 – Articulação e amortecedor para pés articulados | 23 |
| Figura 7 – Pé multiaxial..... | 23 |
| Figura 8 – Próteses de resposta dinâmica. a) Catapult FX6 (C-shaped) da Freedom Innovations; b) Flex-Foot Cheetah Xtend (J-shaped) da Össur; c) 1E90 Sprinter (J-shaped) da Ottobock..... | 24 |
| Figura 9 – Fases da marcha humana..... | 26 |
| Figura 10 – Problema com parâmetros definidos..... | 27 |
| Figura 11 – Problema com parâmetros indefinidos | 27 |
| Figura 12 – Problema subdividido em elementos finitos | 28 |
| Figura 13 – Algumas geometrias comuns para elementos finitos | 28 |
| Figura 14 – Elemento de tensão bidimensional..... | 30 |
| Figura 15 – Esquema de um compósito bifásico..... | 31 |
| Figura 16 – Módulo de Young sobreposto à densidade para materiais de engenharia | 32 |
| Figura 17 – Fluxograma das etapas..... | 33 |
| Figura 18 – Geometria e ângulos a serem simulados | 34 |
| Figura 19 – Elementos da modelagem..... | 37 |
| Figura 20 – Altas tensões na extremidade da lâmina (trabalho anterior) | 38 |
| Figura 21 - Diferença de modelagem proposta | 38 |
| Figura 22 – Condições de contorno 1 | 40 |
| Figura 23 – Condições de contorno 2 | 40 |
| Figura 24 – Teste de convergência – Simulação 1 | 42 |
| Figura 25 – Teste de convergência – Simulação 2 | 43 |
| Figura 26 – Teste de convergência – Simulação 3 | 43 |
| Figura 27 – Teste de convergência – Simulação 4 | 44 |
| Figura 28 – Teste de convergência – Simulação 5 | 44 |
| Figura 29 – Teste de convergência – Simulação 6 | 45 |

| | |
|--|----|
| Figura 30 – Malha da simulação 1 | 46 |
| Figura 31 – Malha da simulação 5 | 46 |
| Figura 32 – Tensões equivalentes de Von Mises – Simulação 1 | 47 |
| Figura 33 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 2..... | 48 |
| Figura 34 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 3..... | 49 |
| Figura 35 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 4..... | 49 |
| Figura 36 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 5..... | 50 |
| Figura 37 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 6..... | 50 |
| Figura 38 – Resultados para próteses de 20, 35 e 50 graus e condições similares a condição 1..... | 52 |
| Figura 39 – Região em que a sollicitação excede 95% da resistência ao escoamento do material 3 sob compressão (simulação 4)..... | 53 |
| Figura 40 – Região em que a sollicitação excede 95% da resistência ao escoamento do material 3 sob compressão (simulação 5)..... | 54 |
| Figura 41 – Região em que a sollicitação excede 95% da resistência ao escoamento do material 3 sob compressão (simulação 6)..... | 54 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 -- Propriedades dos materiais utilizados..... | 36 |
| Tabela 2 – Atribuição dos materiais aos elementos da modelagem | 37 |
| Tabela 3 – Denominação das simulações..... | 41 |
| Tabela 4 – Variação da tensão equivalente em relação ao tamanho de elemento da malha | 45 |
| Tabela 5 – Tensões equivalentes de von Mises máximas | 51 |
| Tabela 6 - Comparativo de resultados entre material 0-1 e material 3..... | 52 |
| Tabela 7 – Tensões equivalentes de von Mises máximas em relação aos limites de escoamento dos materiais sob compressão | 53 |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 14 |
| 1.2 OBJETIVOS | 15 |
| 1.2.1 Objetivo Principal | 15 |
| 1.2.2 Objetivos Específicos | 15 |
| 1.3 JUSTIFICATIVA | 15 |
| 1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO | 16 |
| 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 18 |
| 2.1 AMPUTAÇÃO | 18 |
| 2.1.1 Níveis de amputação | 19 |
| 2.2 PRÓTESES | 19 |
| 2.2.1 Próteses exoesqueléticas | 20 |
| 2.2.2 Próteses endoesqueléticas | 20 |
| 2.2.2.1 Pés não articulados | 21 |
| 2.2.2.2 Pés articulados | 22 |
| 2.2.2.3 Pés multiaxiais | 23 |
| 2.2.2.4 Pés do tipo <i>flex</i> | 23 |
| 2.3 BIOMECÂNICA – ESTUDO DA MARCHA HUMANA | 24 |
| 2.3.1 Fases da marcha | 25 |
| 2.4 ELEMENTOS FINITOS | 26 |
| 2.5 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS | 29 |
| 2.6 MATERIAIS COMPÓSITOS | 30 |
| 3 METODOLOGIA | 33 |
| 4 CONDIÇÕES E CRITÉRIOS DE ANÁLISE | 35 |
| 4.1 SELEÇÃO DOS MATERIAIS | 35 |
| 4.2 DEFINIÇÃO DAS GEOMETRIAS | 36 |
| 4.3 MODELAGEM DA PRÓTESE | 36 |

| | |
|---|-----------|
| 4.4 ESFORÇOS E CONDIÇÕES DE CONTORNO | 39 |
| 4.5 DEFINIÇÃO DA MALHA..... | 41 |
| 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES | 47 |
| 5.1 SIMULAÇÃO 1 | 47 |
| 5.2 SIMULAÇÃO 2 | 47 |
| 5.3 SIMULAÇÃO 3 | 48 |
| 5.4 SIMULAÇÃO 4 | 49 |
| 5.5 SIMULAÇÃO 5 | 50 |
| 5.6 SIMULAÇÃO 6 | 50 |
| 5.7 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS | 51 |
| 6 CONCLUSÕES | 56 |
| 6.1 TRABALHOS FUTUROS | 56 |
| REFERÊNCIAS..... | 58 |
| APÊNDICE A – DETALHAMENTO DA PRÓTESE | 61 |

1 INTRODUÇÃO

Estudos apontam que a prática regular de exercício físico está diretamente relacionada à saúde humana, podendo promover benefícios à saúde emocional e física. Por outro lado, a inatividade física gera riscos à saúde, uma vez que é responsável pelo mesmo número de doenças quanto o tabagismo (PENEDO; DAHN, 2005).

Ademais, a prática de exercícios físicos previne o início da depressão e contribui para o seu tratamento, melhora o humor e diminui o *stress*. Pessoas com quadro de depressão que, juntamente ao tratamento psicológico, têm uma rotina de exercício físico, acabam tendo uma melhor recuperação quando comparadas àquelas que passam apenas pelo tratamento psicológico regular (PENEDO; DAHN, 2005).

No ano de 2008, a inatividade física foi responsável por 3,5 milhões de mortes no mundo. Ao encontro disso, com a redução de 25% da inatividade física, a expectativa de vida da população mundial aumentaria em 0,68 anos (LEE et al., 2012).

Uma das doenças que têm sua incidência aumentada pela falta de atividades físicas, a diabetes Mellitus, é o principal motivo de amputações de membros inferiores, sendo responsável por 80% delas. Amputação é um recurso médico que consiste na remoção de um membro, saliência ou apêndice, na tentativa de melhorar as condições vitais de um paciente (PEIXOTO et al., 2018; SILVA et al., 2011).

Amputações de membros inferiores podem causar sérias dificuldades de locomoção e, conseqüentemente, impedir ou reduzir significativamente a prática de exercícios físicos. Considerando os riscos causados pela inatividade física, se faz necessária a redução dessas dificuldades, a fim de possibilitar a prática de esportes e melhorar a saúde dos amputados (KE et al., 2017).

Uma solução interessante para a inclusão de amputados de membros inferiores à prática de atividades físicas são as próteses inferiores do tipo *flex*. Esse tipo de prótese é projetada para simular o comportamento de uma perna biológica durante uma corrida ou caminhada e sua forma construtiva permite a prática dos exercícios com uma absorção de energia otimizada, gerando menos desgaste ao indivíduo (BRAGARU, DEKKER E GEERTZEN, 2012).

Próteses do tipo *flex* são largamente utilizadas por atletas paraolímpicos nas modalidades de atletismo, porém são poucas as pesquisas que relacionam a geometria da prótese com as tensões geradas (KE et al., 2017; VOLPATO, 2018).

Dessa forma, se dá a importância de uma investigação acerca da variação da geometria da prótese em relação às tensões geradas em atividade.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Principal

Analisar, pelo método de elementos finitos, as tensões em próteses do tipo *flex* considerando a geometria e o material.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Propor variações às geometrias e materiais já utilizados em trabalhos anteriores;
- Modelar tridimensionalmente a prótese em *software* de CAD 3D;
- Determinar os esforços presentes na prótese;
- Determinar as tensões através do método dos elementos finitos;
- Verificar, quanto às tensões, a utilização de diferentes materiais na lâmina da prótese;
- Verificar, quanto às tensões, a influência de diferentes ângulos na geometria da lâmina.

1.3 JUSTIFICATIVA

A inatividade física é uma crescente ameaça à saúde pública. Estima-se que 40% dos brasileiros entre 25 e 49 anos são insuficientemente ativos fisicamente. Além de que, como citado anteriormente, a falta de atividade física causa vários riscos à saúde humana (SILVA *et al.*, 2011).

Ao encontro disso, o Sistema Único de Saúde brasileiro tem uma incidência de 12,35 casos de amputações de membros inferiores a cada 100 mil habitantes por ano. Devido às dificuldades locomotoras geradas por esse tipo de amputação, indivíduos que passaram por tal procedimento, têm a possibilidade de praticar

exercícios físicos diminuída e, conseqüentemente, contribuem para a estimativa de brasileiros insuficientemente ativos (PEIXOTO *et al.*, 2018).

A fim de promover a reabilitação de amputados de membros inferiores à prática de atividades físicas, especialmente o atletismo, a prótese mais utilizada é a do tipo *flex*, mostrada na Figura 1 – Prótese do tipo *flex*, a qual apresenta um comportamento próximo ao de uma perna biológica durante uma corrida (KE *et al.*, 2017).

Apesar de ser largamente utilizada por atletas paraolímpicos nas modalidades de atletismo, são poucos os estudos relacionados à geometria da prótese. A possibilidade de fornecer estudos acerca do assunto justifica este trabalho (BRAGARU; DEKKER; GEERTZEN, 2012; KE *et al.*, 2017).

Figura 1 – Prótese do tipo *flex*



Fonte: GHORAYEB, 2016

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

O capítulo 2 traz a fundamentação teórica que embasará as análises realizadas no presente trabalho. A seção 2.1 faz uma pequena revisão acerca da amputação e seus níveis. A seção 2.2 apresenta alguns conceitos e tipos de próteses de membros inferiores, bem como suas principais características. Na seção 2.3, é realizada uma pequena revisão referente à marcha humana. As seções 2.4 e 2.5 trazem, respectivamente, breves revisões acerca de elementos finitos e de materiais

compósitos. Por fim, na seção 2.6, alguns conceitos a respeito das propriedades dos materiais são expostos.

O capítulo 3 apresenta a metodologia adotada, assim como as etapas e métodos a serem utilizados para o desenvolvimento do trabalho.

No capítulo 4, os critérios utilizados para a análise são apresentados.

No capítulo 5, são discutidos os resultados.

Por fim, no capítulo 6 encontram-se as conclusões obtidas pelo desenvolvimento do trabalho.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 AMPUTAÇÃO

Amputação se refere à retirada total ou parcial de um membro, podendo dar-se mediante procedimento cirúrgico ou não. Pinturas com cerca de 36 mil anos representando mutilações foram encontradas em cavernas na Espanha e na França, sugerindo que amputações aconteciam desde então por diversas razões.

A mutilação de membros do corpo humano apresenta algumas causas. Em alguns países, a cultura de casamentos entre primos de primeiro grau tornava comum a má-formação de membros, sendo a amputação geralmente a solução mais prática. Da mesma forma, batalhas e punições judiciais foram fonte de muitas amputações de origem traumática em outros países.

A medida que os benefícios se tornaram conhecidos, a amputação tornou-se mais utilizada em tratamentos, porém ainda carrega consigo uma visão um pouco mórbida, que indica dependência e perda de habilidades. Entretanto, a amputação é um procedimento que visa a melhoria da qualidade de vida, colocando um fim nos problemas causados pelas doenças ou más-formações e possibilitando a reabilitação do indivíduo (CARVALHO 2003, 2012).

Com o passar dos anos, as principais causas para amputações de membros inferiores mudaram. Com o aumento da expectativa de vida, as amputações ocasionadas por doenças vasculares aumentaram, por ser um problema que acomete principalmente pessoas com faixa etária mais avançada. Por outro lado, amputações de origem traumática acometem, em sua maioria jovens e adolescentes, em razão da maior exposição a acidentes de trabalho, acidentes de trânsito, acidentes com arma de fogo e até descarga elétrica (CARVALHO 2003, 2012).

Além disso, na atualidade, a neuropatia periférica originada pela diabetes mellitus é a causa de dois terços das amputações inferiores não traumáticas (SBD, 2017). A doença provoca a diminuição da sensibilidade dolorosa, térmica e tátil, facilitando a ulceração nos pés e, assim, aumentando os índices de amputações (CARVALHO 2003, 2012).

Ademais, amputações tumorais e infecciosas que eram muito comuns no passado, após avanços no diagnóstico e tratamento médico, tiveram sua incidência diminuída a cada ano (CARVALHO 2003, 2012).

2.1.1 Níveis de amputação

O coto, como é denominado o membro residual de amputação, é responsável pelo controle da prótese na reabilitação. Para uma boa reabilitação do paciente é importante que o coto de amputação seja estável, tenha uma pele boa e a amputação seja em um nível adequado.

O nível de amputação varia muito de acordo com a causa da operação. São mais de dez os níveis de amputação de membros inferiores praticados e cada um apresenta benefícios e agravantes para a reabilitação. Ao contrário do senso comum, o coto mais estável não é necessariamente o coto mais longo. Em alguns casos, amputações mais proximais podem resultar em uma maior facilidade na protetização e reabilitação quando comparadas a alguns níveis mais distais.

O nível transtibial é o mais comum entre os níveis de amputações de membros inferiores. Por estar compreendido entre o joelho e o tornozelo, mantém o movimento da articulação do joelho e, como consequência, é o nível de amputação que consegue devolver ao paciente uma função com maior proximidade ao natural, oferecendo um menor gasto de energia e melhores velocidades e ritmos na reabilitação (CARVALHO, 2012; MAJUMDAR *et al.*, 2008).

2.2 PRÓTESES

Próteses são dispositivos implantados ao corpo para suprir a ausência de um órgão, membro ou uma função comprometida. A utilização de próteses é uma prática bem antiga, assim como a amputação. Há um poema indiano datado entre 3500 e 1800 a.C. que relata a história da rainha Vishpala, que perdeu uma das pernas na guerra e usava uma perna artificial feita de ferro (AMPUTEE COALITION, 2019).

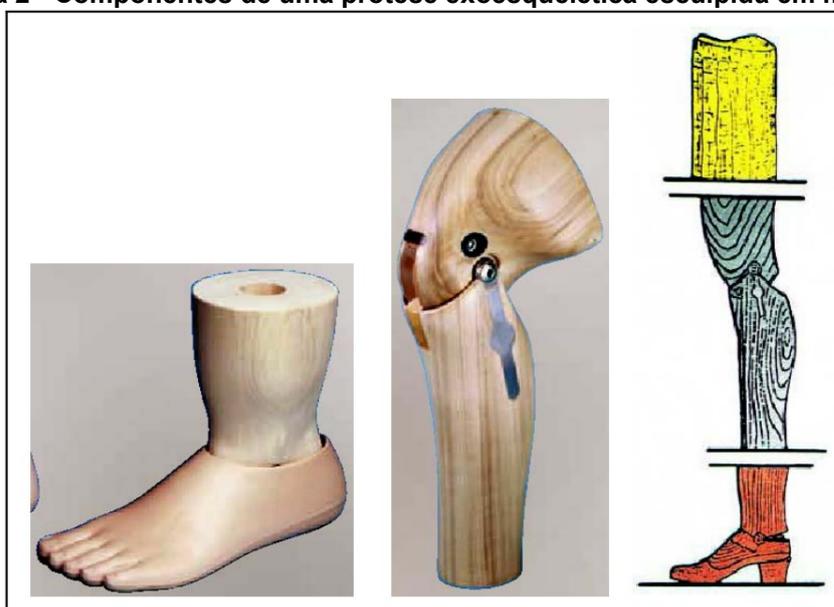
As próteses, que no princípio eram estruturas simples, com pouca funcionalidade e uma estética que não agradava, com o passar do tempo sofreram transformações em suas concepções e atualmente atendem bem a todos os requisitos. O principal motor da transformação da qualidade das próteses foram as grandes guerras. Nos períodos pós-guerras novas tecnologias foram desenvolvidas e, pelo grande volume de amputados, grandes fabricantes de próteses se firmaram (OATMAN-STANFORD, 2012).

2.2.1 Próteses exoesqueléticas

As próteses exoesqueléticas ou convencionais eram esculpidas na madeira ou em plástico, de modo a se parecerem com os membros fisiológicos a Figura 2 traz um exemplo do formato em que os componentes eram esculpidos. Nesse tipo de prótese, as peças eram esculpidas separadamente e unidas com cola.

Apesar de apresentarem boa resistência mecânica, durabilidade e necessitarem de pouca manutenção, as próteses exoesqueléticas não permitiam o realinhamento dos componentes, ajustes de altura ou troca de peças (CARVALHO, 2003).

Figura 2 - Componentes de uma prótese exoesquelética esculpida em madeira



Fonte: CARVALHO, 2012

2.2.2 Próteses endoesqueléticas

Após os anos 60, surgiram as primeiras peças pré-fabricadas de próteses inferiores, hoje conhecidas por próteses endoesqueléticas ou modulares. Como observado na Figura 3, as próteses modulares são facilmente reconhecidas por terem conexões entre os seus componentes feitos em tubos.

Além de possuírem uma função mais parecida com o membro biológico, diferentemente das próteses convencionais, as próteses modulares permitem a troca rápida de componentes e alterações nos alinhamentos estático e dinâmico por meio de seus elementos universais (CARVALHO, 2012).

Figura 3 - Prótese endoesquelética

Fonte: MIX, 2018

Uma prótese endoesquelética é montada com elementos pré-fabricados, por esse motivo há no mercado vários tipos de pés protéticos, escolhidos de acordo com as atividades desempenhadas pelo amputado, local de trabalho, peso, entre outros fatores. Levando em consideração os movimentos permitidos, são quatro as principais classificações de pés protéticos, os pés não-articulados, pés articulados, pés multiaxiais e pés de resposta dinâmica (CARVALHO, 2003).

2.2.2.1 Pés não articulados

Os pés não articulados ou pés SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*) não têm articulações parecidas com os naturais, mas mecanismos para simular tais movimentos. São constituídos por um núcleo de madeira e uma quilha rígida revestida de borracha flexível, e o calcanhar (item 4 da Figura 4) é construído em um material flexível, com densidade determinada de acordo com o peso do amputado. A função desse material é absorver a energia do impacto no contato inicial e liberá-lo em seguida, simulando assim a flexão plantar (CARVALHO, 2003).

Figura 4 – Pé SACH



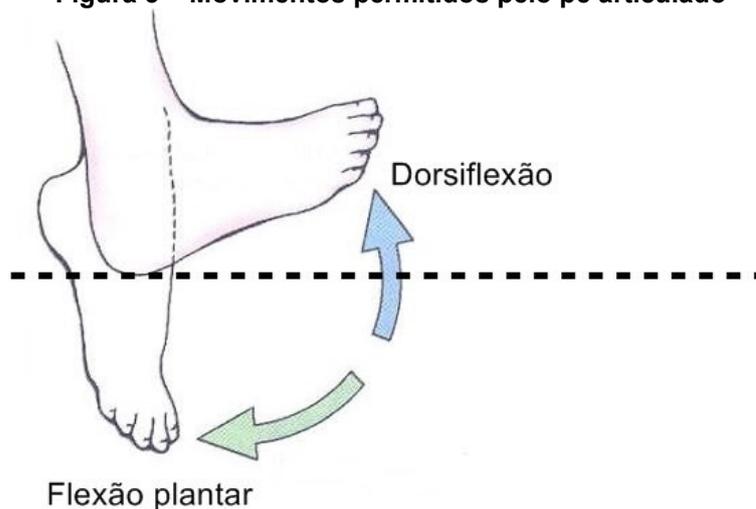
Fonte: CARVALHO, 2013

2.2.2.2 Pés articulados

Por sua vez, os pés articulados permitem movimento no plano sagital, entregando uma flexão plantar e dorsiflexão (Figura 5) de aproximadamente 15°. Isso é possível graças à atuação da articulação e do amortecedor de borracha indicados na Figura 6..

Os pés articulados são normalmente indicados à amputados transfemorais com pouco controle sobre os extensores de quadril e pode ser também indicado para amputados transtibiais que necessitam de uma grande estabilidade, porém não há acordo entre os autores em indicar próteses de pés articulados à protetização de amputados transtibiais (CARVALHO, 2003).

Figura 5 – Movimentos permitidos pelo pé articulado



Fonte: CAMPOS, 2018

Figura 6 – Articulação e amortecedor para pés articulados

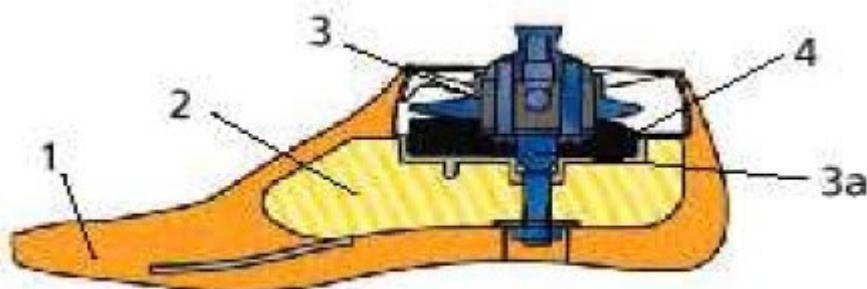


Fonte: ORTEC, 2019

2.2.2.3 Pés multiaxiais

O pé multiaxial, representado na Figura 7, permite movimentos nos três planos, frontal, sagital e transversal, por meio da atuação de uma articulação e da compressão de amortecedores de borracha. Os pés multiaxiais permitem maior estabilidade em locais irregulares, acomodando inclinações em mais de um plano, e são indicados para todos os níveis de amputação (CARVALHO, 2003).

Figura 7 – Pé multiaxial



Fonte: CARVALHO, 2013

2.2.2.4 Pés do tipo *flex*

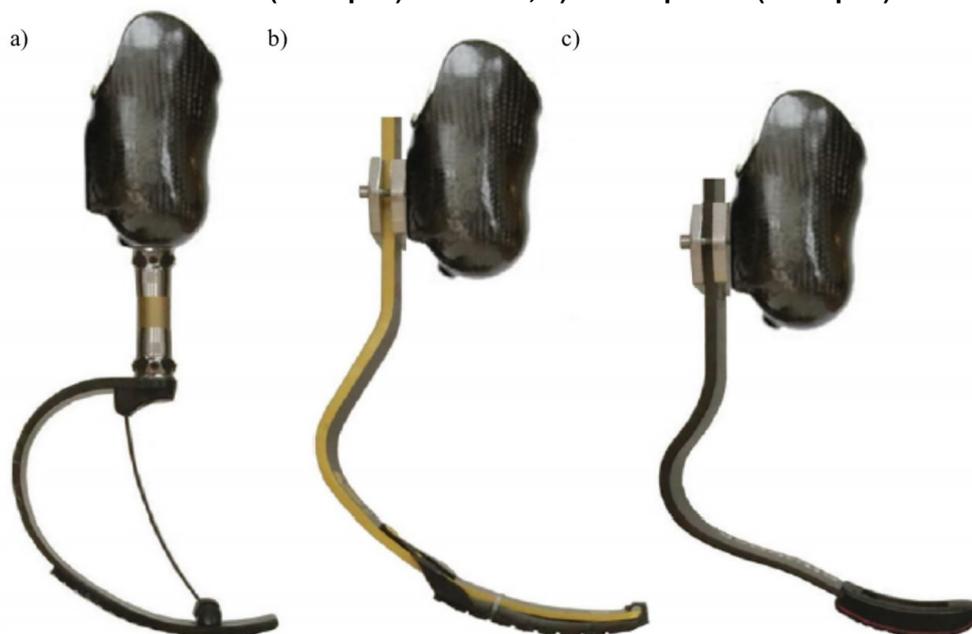
O pé de resposta dinâmica é fabricado em uma lâmina de fibra de carbono, responsável por uma alta absorção elástica de energia na fase de apoio e uma transferência quase que total na fase do impulso. Devido à grande transferência de

energia, as próteses de resposta dinâmica se equiparam ao membro fisiológico em termos de consumo de energia. (BRAGARU, DEKKER E GEERTZEN, 2012).

Por possuírem alta resistência e baixa densidade, as fibras permitem a confecção de formas com boas propriedades mecânicas e baixo peso, o que justifica o uso desses materiais na confecção das próteses de resposta dinâmica desde as suas primeiras patentes. (MERLETTE, 1990; SCHOLZ *et al.*, 2011; WILSON; JOLLY, 1992).

No mercado há vários modelos de pés com resposta dinâmica sendo comercializados, dentre os quais, três estão representados na Figura 8.

Figura 8 – Próteses de resposta dinâmica. a) Catapult FX6 (C-shaped) da Freedom Innovations; b) Flex-Foot Cheetah Xtend (J-shaped) da Össur; c) 1E90 Sprinter (J-shaped) da Ottobock



Fonte: TABOGA, BECK; GRABOWSKI, 2020

2.3 BIOMECÂNICA – ESTUDO DA MARCHA HUMANA

A marcha humana é desenvolvida ainda no início da infância e tem influência direta ou indireta de todos os membros do corpo. Sendo uma das ações mais fundamentais do ser humano, a marcha é uma sequência de movimentos que transportam o corpo em uma linha de progressão e o mantêm em postura bípede, simultaneamente.

A marcha ocorre pela ação combinada de juntas e músculos do corpo humano. As juntas permitem a movimentação por meio de seus graus de liberdade e os músculos são orientados de forma que seus movimentos independentes de

extensão e contração atuem em conjunto para um movimento comum. Apesar de todos os elementos do corpo humano influenciarem sua marcha, os membros do corpo humano são naturalmente divididos em dois, os elementos locomotores, aqueles que ficam abaixo do umbigo, e os passageiros, que são carregados e não influenciam diretamente no desenvolvimento da marcha. (BOWKER, 1981)

2.3.1 Fases da marcha

O ciclo normal da marcha humana é dividido em duas fases principais, a fase de apoio e a fase de balanço. Fase de apoio é aquela em que o pé está apoiado no chão, sustentando o peso do corpo. Já na etapa de balanço não há sustentação de peso.

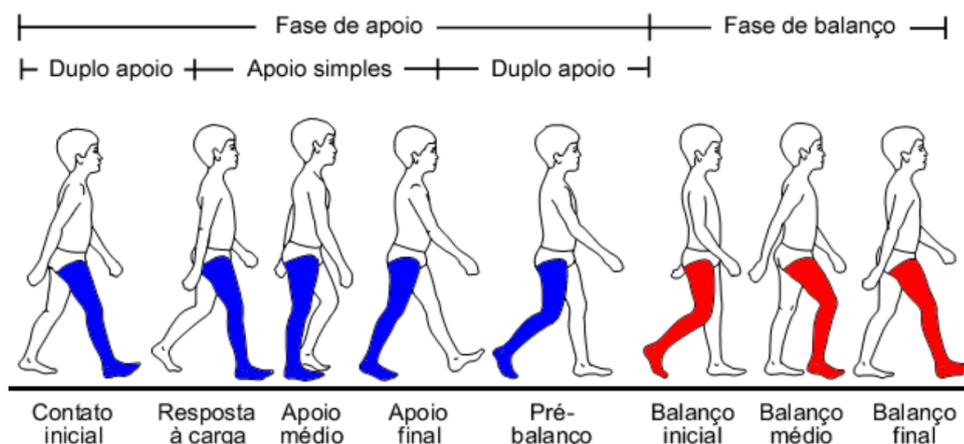
A fase de apoio inicia com o calcanhar ao chão e termina quando este deixa de ter contato com a superfície. O apoio representa 60% do tempo da marcha e pode ser subdividido em três etapas menores:

- Primeiro duplo apoio, quando o membro inferior oposto ainda tem contato com o chão, antes de ter iniciado a fase de balanço. O primeiro duplo apoio representa 10% do tempo total da marcha;
- Apoio simples, quando o peso é suportado por apenas um membro inferior e o oposto está sem contato com o chão. O apoio simples corresponde a 40% da marcha;
- Segundo duplo apoio, quando o membro inferior oposto finalizou a etapa de balanço e os dois pés estão em contato com o chão. O segundo duplo apoio corresponde a 10% da marcha.

A etapa de balanço começa quando os dedos perdem contato com a superfície e termina quando o contato volta a ocorrer. O balanço representa 40% do ciclo normal da marcha. (BOWKER, 1981; BRUXEL, 2010)

A Figura 9 representa o ciclo completo da marcha humana. As fases estão descritas para o membro inferior direito, mas a nomenclatura é a mesma para ambos os membros, apenas com uma defasagem de meio ciclo entre um membro e outro.

Figura 9 – Fases da marcha humana



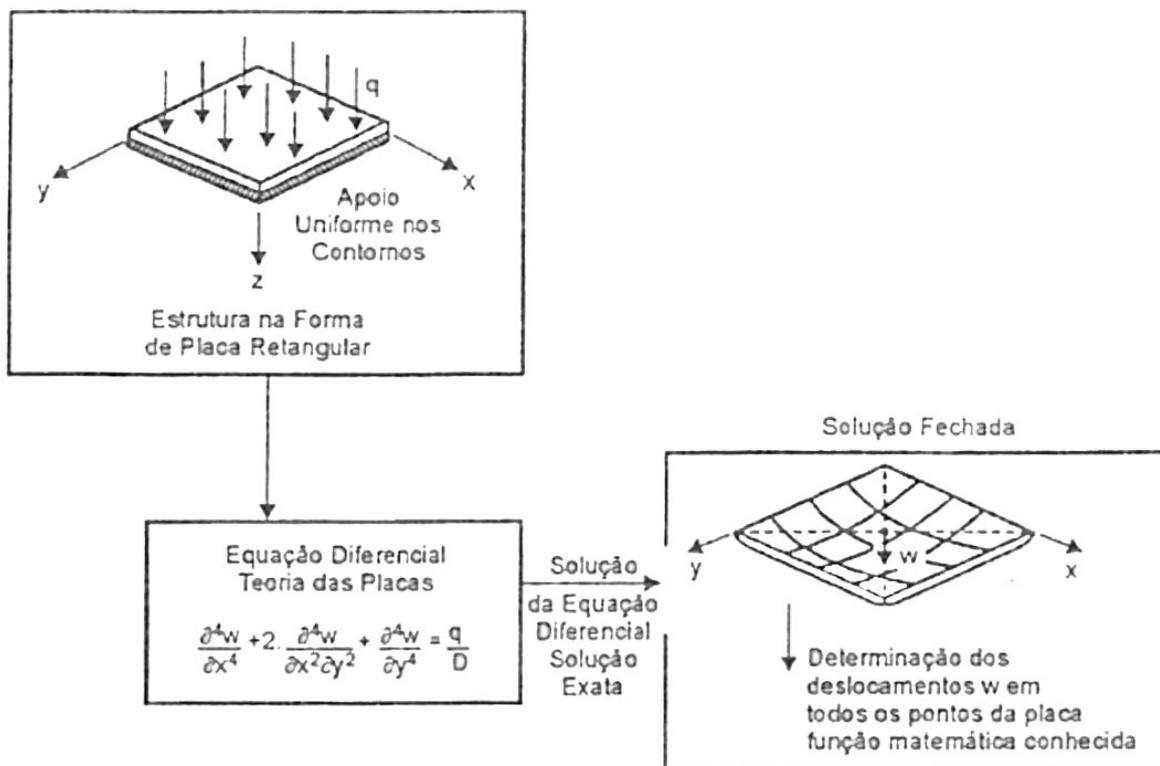
Fonte: BRUXEL, 2010

2.4 ELEMENTOS FINITOS

Engenheiros e projetistas são desafiados a cada dia com problemas que demandam uma solução criativa e satisfatória. Em alguns casos, algumas equações clássicas são cabíveis e a sua simples aplicação resulta em uma resposta exata e que atende as necessidades. Um exemplo está representado na Figura 10, onde há uma placa, com geometria simples, carregamentos conhecidos e apoios definidos, ou seja, um problema físico em que, apesar do seu grau de dificuldade, a solução analítica é possível (FILHO, 2000).

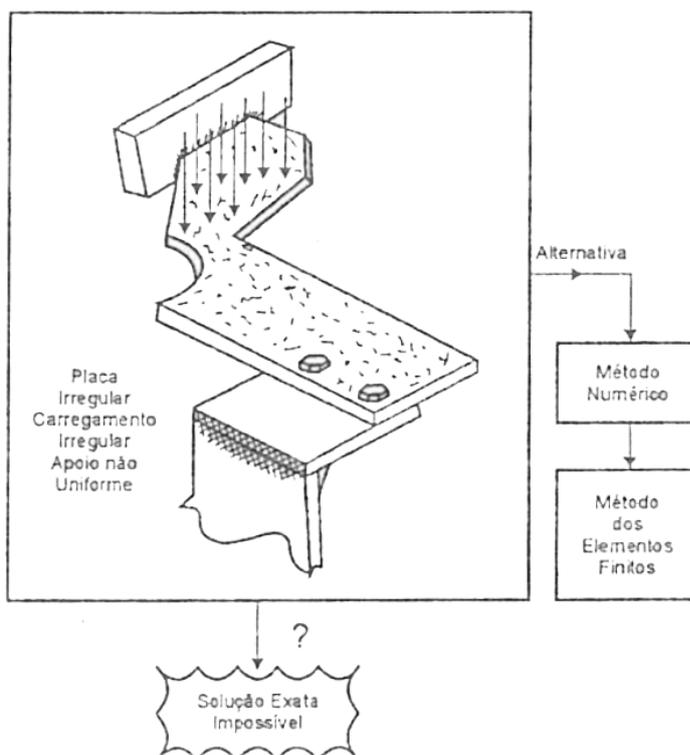
Porém, os casos solucionados apenas com metodologias clássicas e diretas não são frequentes na engenharia. Na Figura 11, é possível observar um problema mais complexo, que representa a maioria dos problemas de engenharia. Nele, a geometria e o carregamento são irregulares, além de os apoios não serem bem definidos. Nesses casos, encontrar uma equação que descreva todo o sistema é complexo, o que torna a solução analítica inviável (FILHO, 2000).

Figura 10 – Problema com parâmetros definidos



Fonte: FILHO, 2000

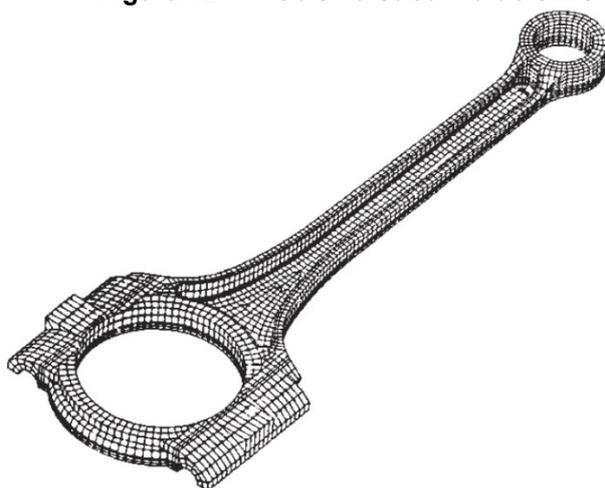
Figura 11 – Problema com parâmetros indefinidos



Fonte: FILHO, 2000

O Método dos Elementos Finitos (FEM em inglês) consiste na divisão da geometria complexa de um problema em pequenas partes de geometrias mais simples, chamadas de elementos, todos conectados entre si por pontos chamados de nós. Dessa forma, um problema complexo é subdividido a vários problemas mais simples, como representado na Figura 12 (NORTON, 2013).

Figura 12 – Problema subdividido em elementos finitos

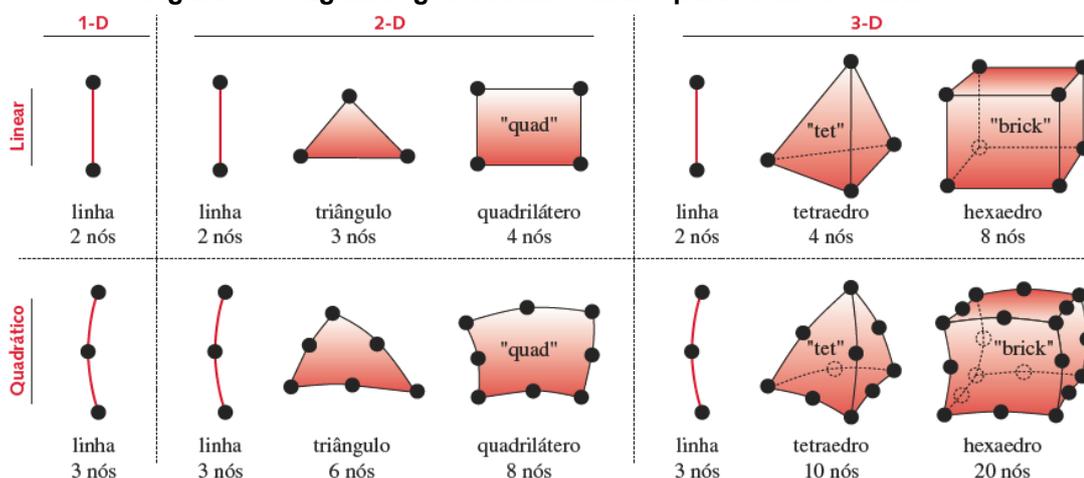


Fonte: NORTON, 2013

O conjunto de elementos finitos e os pontos nodais que os unem (nós) é chamado de malha de elementos finitos.

Conforme a Figura 13, os elementos podem ser de linha, área ou volume (1D, 2D e 3D respectivamente) e ainda podem apresentar formatos diferentes. Cada caso possui um formato ou tamanho de elemento que se adapta melhor. A precisão do método depende da qualidade em que a malha se adapta ao problema original (NORTON, 2013).

Figura 13 – Algumas geometrias comuns para elementos finitos



Fonte: NORTON, 2013

Ao contrário da solução analítica, que possui uma equação que descreve o comportamento de toda a geometria, a solução por elementos finitos é aproximada, pois descreve a solução de apenas alguns pontos do problema, os nós. (FILHO, 2000; GANDRA, 2017; MOAVENI, 1999)

2.5 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

Ao ser elaborado, um projeto precisa levar em consideração o material que será empregado na construção. Para isso, é necessário entender o comportamento de tal material perante as solicitações presentes em sua aplicação. As principais características dos materiais a serem consideradas são rigidez, resistência, dureza, ductilidade e tenacidade (CALLISTER; TETHWISCH, 2012).

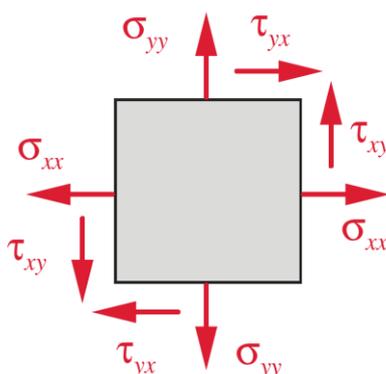
As propriedades dos materiais são testadas seguindo normas que buscam reproduzir as condições de serviço desses materiais de forma mais fiel possível. Nos testes são levadas em consideração a natureza das cargas, a duração de aplicação, a constância ou variação da carga, a temperatura de operação, entre outros elementos que podem ser considerados. Após a realização dos testes, as leituras são catalogadas (CALLISTER; TETHWISCH, 2012).

Uma grandeza muito utilizada na engenharia é a tensão - razão entre uma solicitação e uma área resistente. Conforme a Equação 1, a tensão (σ , medida em Pascal, Pa) é uma relação entre a solicitação (P , medida em Newton, N) e a área do elemento empregado (A , medida em metro quadrado, m^2) (NORTON, 2013).

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (1)$$

É possível realizar duas grandes divisões quanto à natureza das tensões, as tensões normais e as tensões de cisalhamento. Na Figura 14 é possível observar que as tensões normais (representadas por σ) atuam na direção normal ou perpendicular à face do elemento, tendendo a puxá-lo ou empurrá-lo. Já as tensões de cisalhamento (representadas por τ) atuam na direção paralela das faces do elemento, tendendo a distorcer o mesmo (NORTON, 2013).

Figura 14 – Elemento de tensão bidimensional



Fonte: NORTON, 2013

Deformação é a resposta de um material a determinada tensão. São dois os principais regimes de deformação existentes, o regime de deformação elástica e o regime de deformação plástica.

A deformação elástica é não permanente e proporcional à tensão aplicada. A deformação elástica é gerida pela lei de Hooke, representada na Equação 2, em que σ é a tensão aplicada ao material, ε é a deformação do material e E é a constante de proporcionalidade, chamada de módulo de elasticidade ou módulo de Young. O módulo de elasticidade é medido em Pa, já a deformação é adimensional (mm/mm) (CALLISTER; TETHWISCH, 2012; NORTON, 2013).

$$\sigma = \varepsilon E \quad (2)$$

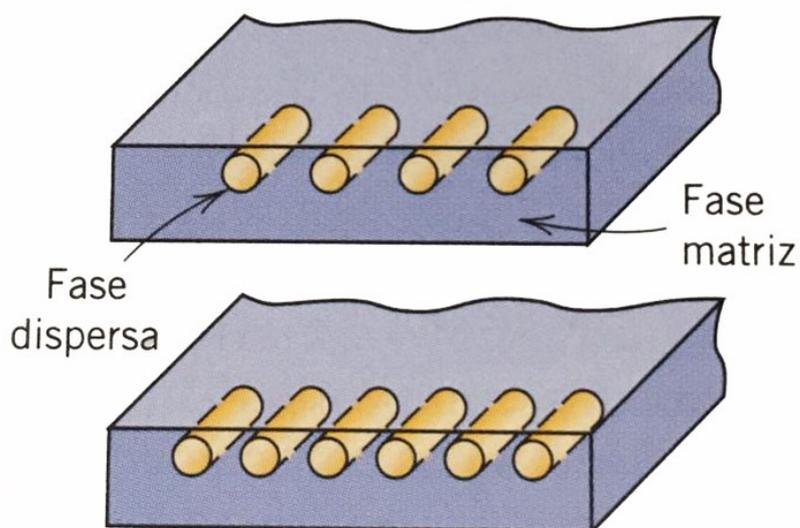
Por sua vez, o regime de deformação plástica diz respeito à deformação permanente do material, contrário à deformação elástica, não havendo uma constante de proporcionalidade. A deformação plástica passa a ocorrer em níveis de tensão acima da tensão limite de escoamento. Já em níveis de tensão anteriores a esse limite, a deformação é elástica (CALLISTER; TETHWISCH, 2012; NORTON, 2013).

2.6 MATERIAIS COMPÓSITOS

Compósito é a denominação dada a materiais constituídos por duas ou mais fases distintas quimicamente com quantidades consideráveis de cada fase. Podem ser combinados materiais de diferentes classes, unindo metais, polímeros e cerâmicos, por isso permitindo grande variedade de combinações, com propriedades que não podem ser atendidas por nenhum outro material constituído por uma única fase.

Grande parcela dos materiais compósitos é constituída de apenas duas fases, a fase dispersa ou reforço e a fase matriz, conforme a Figura 15. Na maioria desses casos, o reforço tem como objetivo conferir resistência mecânica e rigidez ao compósito, enquanto a matriz distribui as forças internas do material e atribui maleabilidade a ele (CALLISTER; TETHWISCH, 2012).

Figura 15 – Esquema de um compósito bifásico



Fonte: CALLISTER; TETHWISCH, 2012

As propriedades mecânicas finais dos compósitos são uma função das características de cada fase, variando conforme a proporção de cada uma daquelas presentes no composto. Assim, é possível intensificar ou minimizar características no composto final conforme necessário.

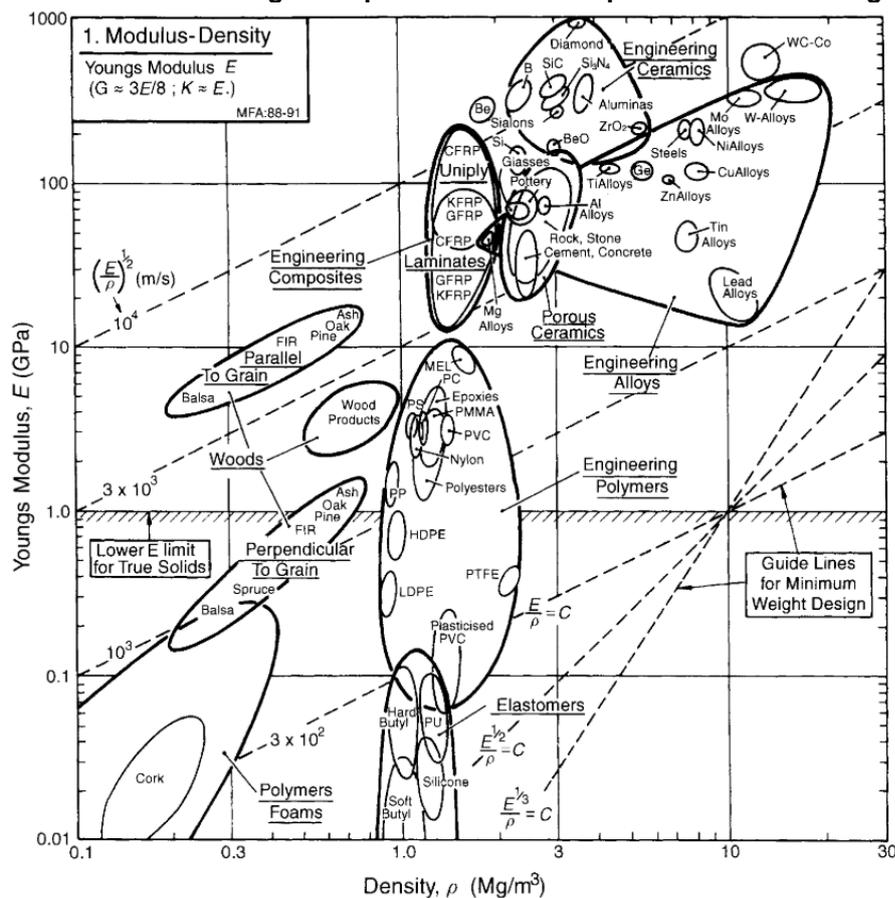
Devido às descobertas de novas combinações, a faixa de abrangência de propriedades mecânicas atendidas pelos materiais conhecidos vêm aumentando, geralmente novos compósitos são descobertos na tentativa de melhorar alguma característica mecânica tal como rigidez, tenacidade, resistência mecânica e resistência às condições do ambiente e a temperaturas elevadas (CALLISTER; TETHWISCH, 2012).

As propriedades mecânicas dos materiais precisam ser levadas em consideração no desenvolvimento de um projeto. No caso de uma prótese do tipo *flex*, cuja característica mais marcante é o alto retorno elástico com um peso relativamente baixo, são as principais propriedades a serem levadas em consideração: módulo de elasticidade, sendo interessante maximizá-lo para que o retorno elástico da lâmina

seja também maximizado; e densidade, sendo ideal minimizá-la de modo a não elevar demasiadamente o peso da prótese. (MERLETTE, 1990; SCHOLZ *et al.*, 2011)

De acordo com a Figura 16 e as propriedades indicadas acima, os compósitos de engenharia se destacam, apresentando elasticidades elevadas, comparadas às de metais, porém com densidades baixas, equiparadas a polímeros (ASHBY, 1999).

Figura 16 – Módulo de Young sobreposto à densidade para materiais de engenharia



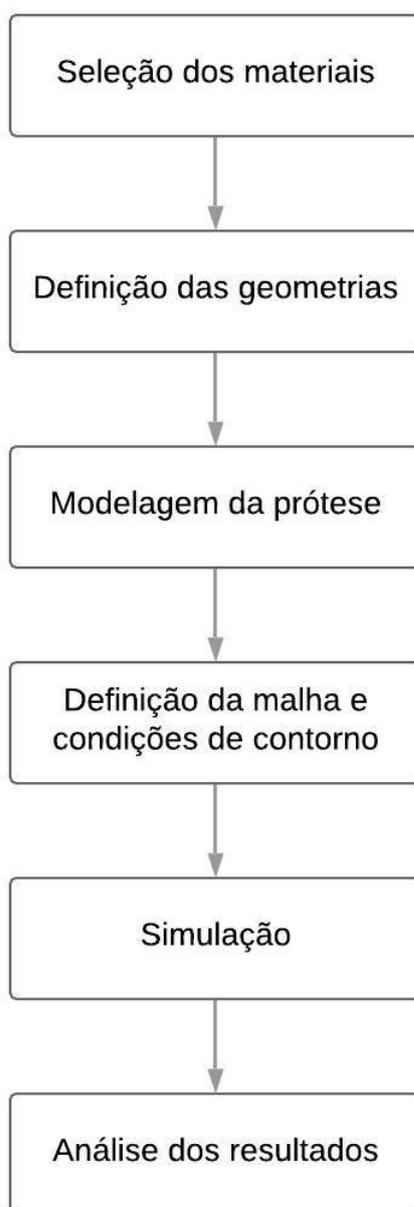
Fonte: ASHBY, 1999

3 METODOLOGIA

O desenvolvimento deste trabalho se deu na sequência das etapas apresentadas na Figura 17.

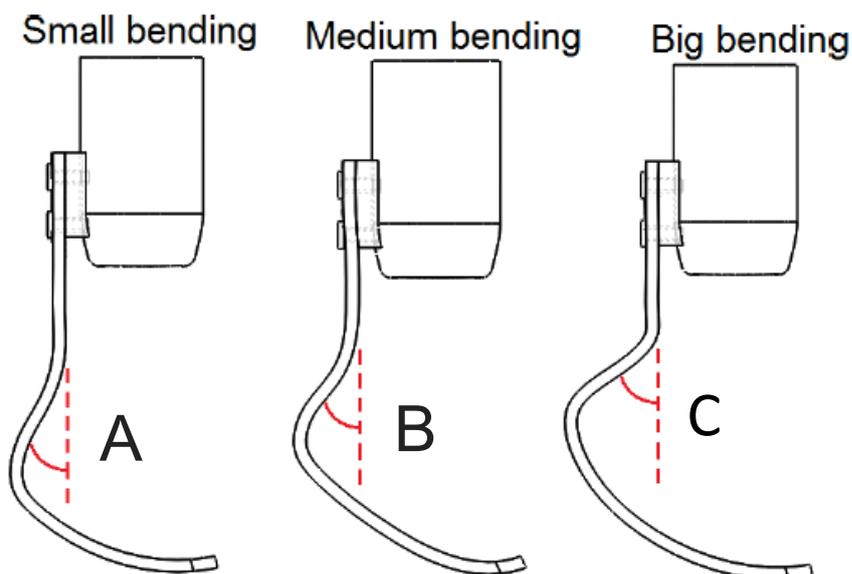
Primeiramente, foi realizada a seleção de três compósitos para constituírem a lâmina da prótese tipo *flex* e serem comparados entre si. Posteriormente, foi realizada uma análise no trabalho de KE *et al.*, 2017 e definidos três ângulos, A, B e C, conforme a Figura 18.

Figura 17 – Fluxograma das etapas



Fonte: Autoria própria

Figura 18 – Geometria e ângulos a serem simulados



Fonte: Adaptado de KE *et al.*, 2017.

A modelagem se deu por meio de um *software* de *Computer Aided Design* (CAD).

A definição de malha e a simulação por elementos finitos foram realizadas no *software* comercial Ansys 2021 R1, utilizando de sua versão estudantil. A modelagem, definição dos materiais geometrias e condições de contorno, bem como definição das malhas e resultados dos testes de convergência serão abordados mais detalhadamente no próximo capítulo.

4 CONDIÇÕES E CRITÉRIOS DE ANÁLISE

4.1 SELEÇÃO DOS MATERIAIS

Foram selecionados três materiais compósitos para fazer parte da análise. Os materiais foram selecionados do site matweb.com, que reúne mais de 150 mil fichas de dados de materiais comerciais, sendo eles metais, polímeros, cerâmicos e compósitos (MATWEB, 2021a).

Os critérios de pesquisa no site foram: possuir limite de escoamento cadastrado, já que em alguns casos essa informação não é informada; ser um compósito e possuir um módulo de elasticidade superior à 20GPa, para assim manter uma proximidade ao trabalho de KE *et al.* Assim, os materiais comerciais selecionados foram:

- Hexcel® HexPly® M42 52%/G1177 Glass/Carbon Fiber, que consiste em um compósito com 52% em massa de um tecido híbrido de fibra de carbono e fibra de vidro como reforço. Para facilitar a fluidez do texto, este material será denominado “Material 1” (MATWEB, 2021b).
- Hexcel® HexPly® M42 50%/G939 HS Carbon (material 2), um compósito com matriz constituída da mesma resina epóxi do material 1, porém, com 50% em massa de reforço composto por uma fibra de carbono de alta resistência (MATWEB, 2021c).
- Hexcel® HexPly® F155 Epoxy Resin, K285 Kevlar Fabric (material 3). O material 3 consiste em um compósito com matriz de epóxi e reforço de fibra de aramida, com 46% em massa (MATWEB, 2021d).

Os materiais 1, 2 e 3 serão utilizados para a análise posterior à simulação, comparando as tensões experimentadas pela prótese e os limites de cada material. A simulação com os materiais não será possível devido à falta de informações cadastradas desses materiais.

Para a simulação, serão atribuídos os materiais 0-1, 0-2 e 0-3, que são os mesmos materiais do artigo de KE *et al.*, 2017. Posteriormente, serão realizados testes, de modo a entender se os resultados de tensões sofrem grandes variações quando cadastrados diferentes materiais no *software*.

Todos os materiais serão considerados isotrópicos e em regime linear elástico (KE *et al.*, 2017). As propriedades se encontram na Tabela 1.

Tabela 1 -- Propriedades dos materiais utilizados

| Material | Módulo de Young (GPa) | Poisson | Limite de escoamento sob compressão (MPa) |
|-----------------|------------------------------|----------------|--|
| Material 1 | 37 | - | 590 |
| Material 2 | 62,8 | - | 730 |
| Material 3 | 30,3 | - | 261 |
| Material 0-1 | 58,5 | 0,30 | - |
| Material 0-2 | 1,6 | 0,39 | - |
| Material 0-3 | 210 | 0,30 | - |

Fonte: KE et al., 2017; Matweb, 2021d, 2021c, 2021b

4.2 DEFINIÇÃO DAS GEOMETRIAS

Como mencionado no capítulo 3, assim como no trabalho de KE *et al.*, 2017, serão simuladas próteses com três ângulos diferentes. Conforme a Figura 18, os ângulos escolhidos foram 30°, 35° e 40°, sendo ângulo A, B e C respectivamente.

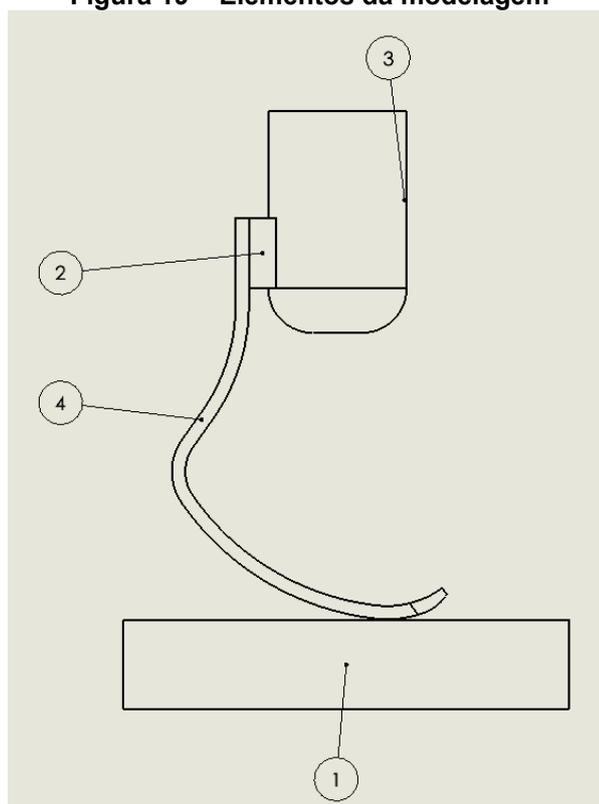
4.3 MODELAGEM DA PRÓTESE

A modelagem se deu, assim como a modelagem do estudo de KE *et al.*, por semelhança das próteses Flex-Foot Cheetah Xtend (J-shaped) da fabricante Össur (Figura 8-b) observadas no mercado, as dimensões da modelagem estão disponíveis no Anexo A.

A prótese apresenta quatro elementos, representados na Figura 19. O acoplamento (item 3) faz a conexão entre a prótese e o membro residual do usuário, a junção (item 2) é responsável pela conexão do acoplamento e a lâmina, e a base (item 1) é responsável por simular o solo, uma base de apoio para a prótese; por último, a lâmina, que é objetivo principal desse trabalho (item 4).

Como já citado anteriormente, a simulação acontecerá com a atribuição dos materiais de KE *et al.*, detalhada na Tabela 2 – Atribuição dos materiais aos elementos da modelagem

Figura 19 – Elementos da modelagem



Fonte: Autoria Própria

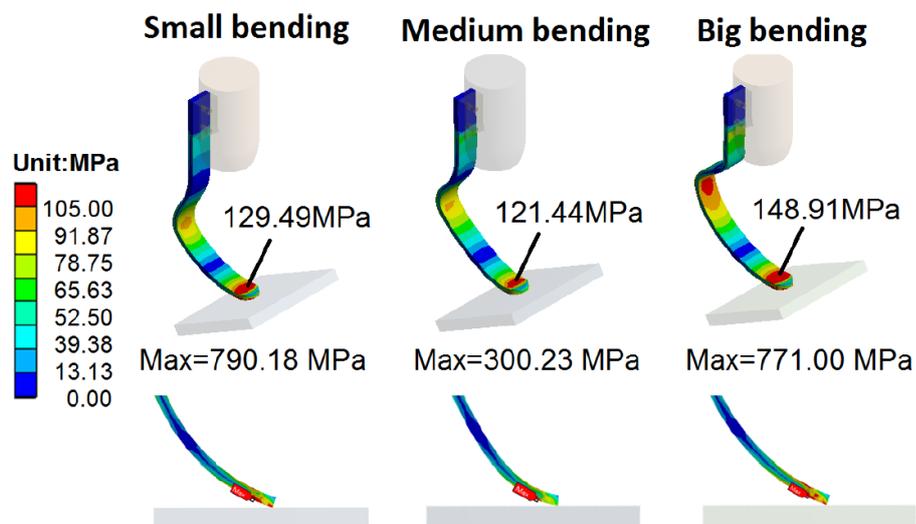
Tabela 2 – Atribuição dos materiais aos elementos da modelagem

| Elemento | Material |
|------------|--------------|
| Elemento 1 | Material 0-3 |
| Elemento 2 | Material 0-3 |
| Elemento 3 | Material 0-2 |
| Elemento 4 | Material 0-1 |

Fonte: Adaptado de KE et al., 2017.

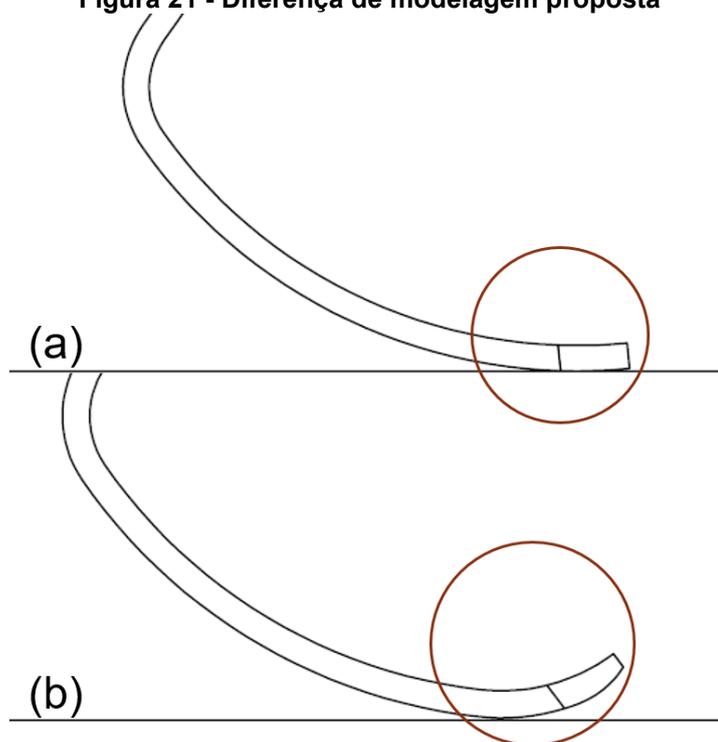
Um fator observado no trabalho de KE *et al.* (Figura 20), foi uma alta tensão na extremidade de lâmina, em uma de suas condições de simulação. Para minimizar essa tensão, uma modificação na extremidade de lâmina foi realizada. A Figura 21 (a) representa a geometria utilizada por KE *et al.*, e a Figura 21 (b) representa a alteração adotada.

Figura 20 – Altas tensões na extremidade da lâmina (trabalho anterior)



Fonte: KE et al., 2017

Figura 21 - Diferença de modelagem proposta



Fonte: Autoria Própria

A alteração indicada pela Figura 21 tem o objetivo de melhorar o contato com o solo nos casos em que o usuário esteja correndo, já que tal prática faz com que o ângulo da prótese com a horizontal, em algumas etapas da fase de apoio, seja mais agudo (MCKENNA; RICHES, 2007).

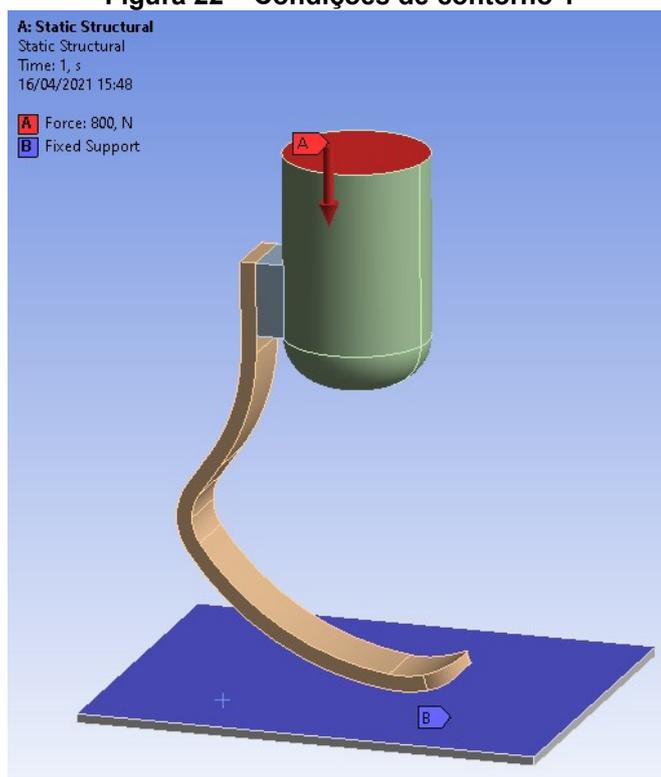
4.4 ESFORÇOS E CONDIÇÕES DE CONTORNO

Por se tratar de simulações estáticas estruturais, a prótese precisa estar em repouso, ou seja, há necessidade de um equilíbrio de forças. Sendo assim, a face superior da base será atribuída como um suporte fixo e os esforços referentes à marcha humana serão aplicadas na face superior do acoplamento (KE *et al.*, 2017).

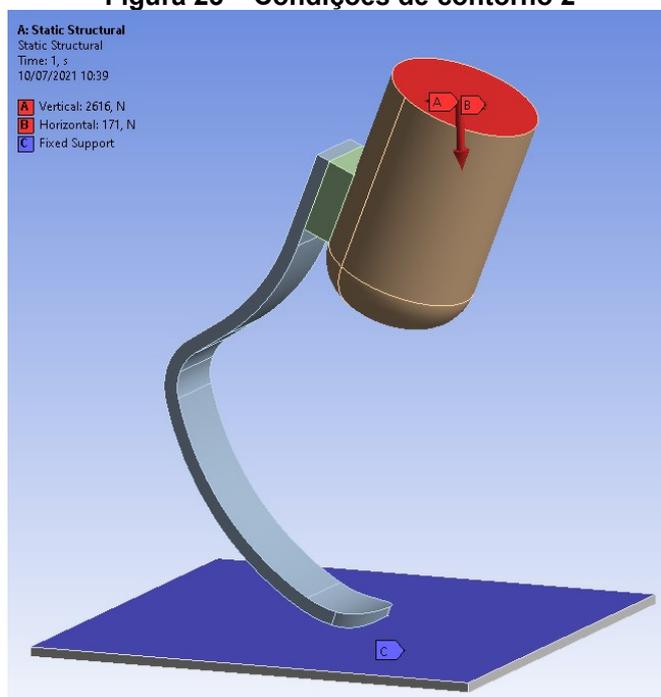
Todos os componentes terão conexão entre si na modalidade colada do Ansys (KE *et al.*, 2017).

De modo a atender os objetivos deste trabalho, condições reais de uso serão simuladas. Serão duas condições:

- A condição 1 representa uma pessoa de 80kg ereta, com apenas uma das próteses apoiadas, resultando em um esforço de 800N na vertical para baixo (KE *et al.*, 2017). A condição 1 está representada na Figura 22;
- A condição 2 representa uma pessoa de 80kg correndo a uma velocidade de aproximadamente 9,5m/s, cujos esforços resultam em 32,7N/kg na vertical e 2,14N/kg na horizontal, considerando a massa do usuário, os esforços são 2616N e 171N respectivamente (BRÜGGEMANN *et al.*, 2008). Além disso, a prótese será inclinada em 24° em relação à vertical, simulando o momento final da fase de apoio da marcha (MCKENNA; RICHES, 2007). A condição de número 2 está representada na Figura 23.

Figura 22 – Condições de contorno 1

Fonte: Autoria Própria

Figura 23 – Condições de contorno 2

Fonte: Autora Própria

Considerando as três variações de ângulo propostas, com as duas condições de contorno consideradas, ao todo serão 6 simulações. De modo a

simplificar a descrição de cada simulação, elas serão nomeadas conforme a Tabela 3.

Tabela 3 – Denominação das simulações

| Nome da simulação | Ângulo da prótese | Condição de controle |
|--------------------------|--------------------------|-----------------------------|
| Simulação 1 | 30° | |
| Simulação 2 | 35° | Condição 1 |
| Simulação 3 | 40° | |
| Simulação 4 | 30° | |
| Simulação 5 | 35° | Condição 2 |
| Simulação 6 | 40° | |

Fonte: Autoria Própria

4.5 DEFINIÇÃO DA MALHA

Conforme mencionado na seção 2.5, a malha de elementos finitos é um fator muito importante para a resolução de um problema pelo método de elementos finitos, sendo ela que define a forma em que o problema é subdividido e, conseqüentemente, tem grande influência no resultado.

Para garantir resultados mais precisos pelo método de elementos finitos, há necessidade de encontrar uma malha com maior precisão. O método mais simples de testar a precisão de uma malha consiste em simular o problema com malhas de diferentes tamanhos mínimos e analisando a variação do resultado entre uma interação e outra (RECHENA, 2014).

Dois testes de convergência foram realizados para cada modelagem, um para cada condição de esforço. As malhas geradas seguiram alguns parâmetros do *software* Ansys:

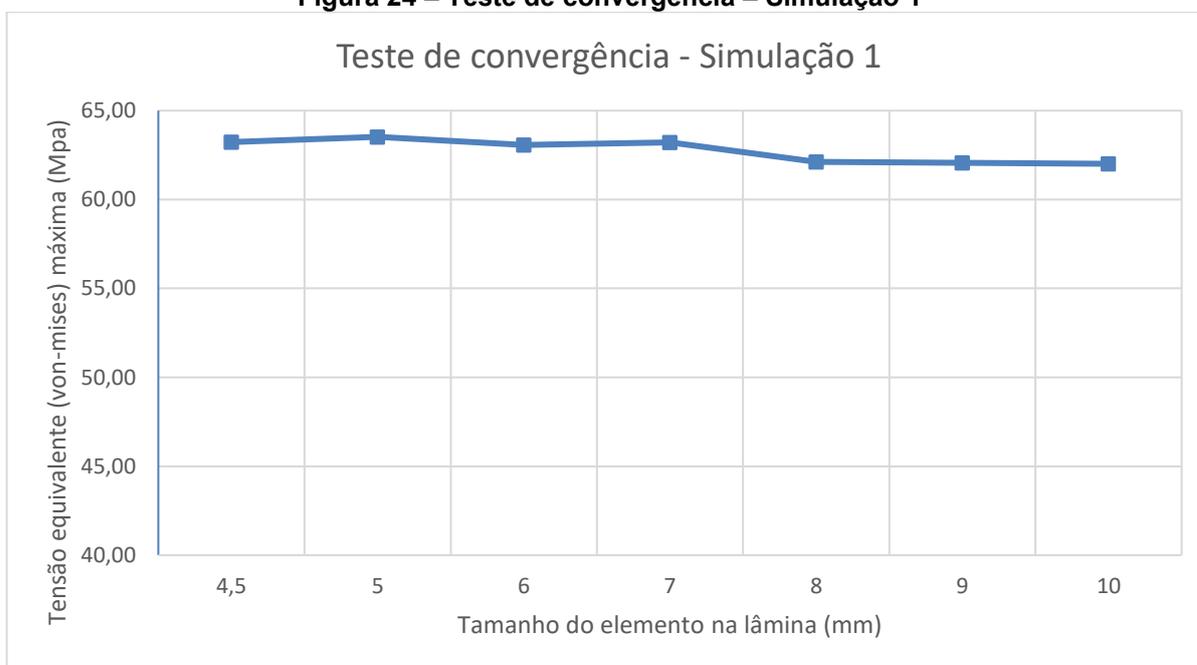
- Foram utilizadas malhas adaptativas à geometria, pois conforme RECHENA, 2014, em malhas mais grosseiras, os resultados com uma malha não adaptativa ocorrem com uma variação muito maior do que aqueles utilizando uma malha que se adapta à geometria da modelagem;
- *Span Angle Center* foi alterado para *fine*. Considerando que o parâmetro controla o refinamento com base na curvatura para as

arestas, alterando ele para *fine*, a definição e adaptação da malha à curvatura da geometria é melhorada (MECHANICAL BASE, 2020a);

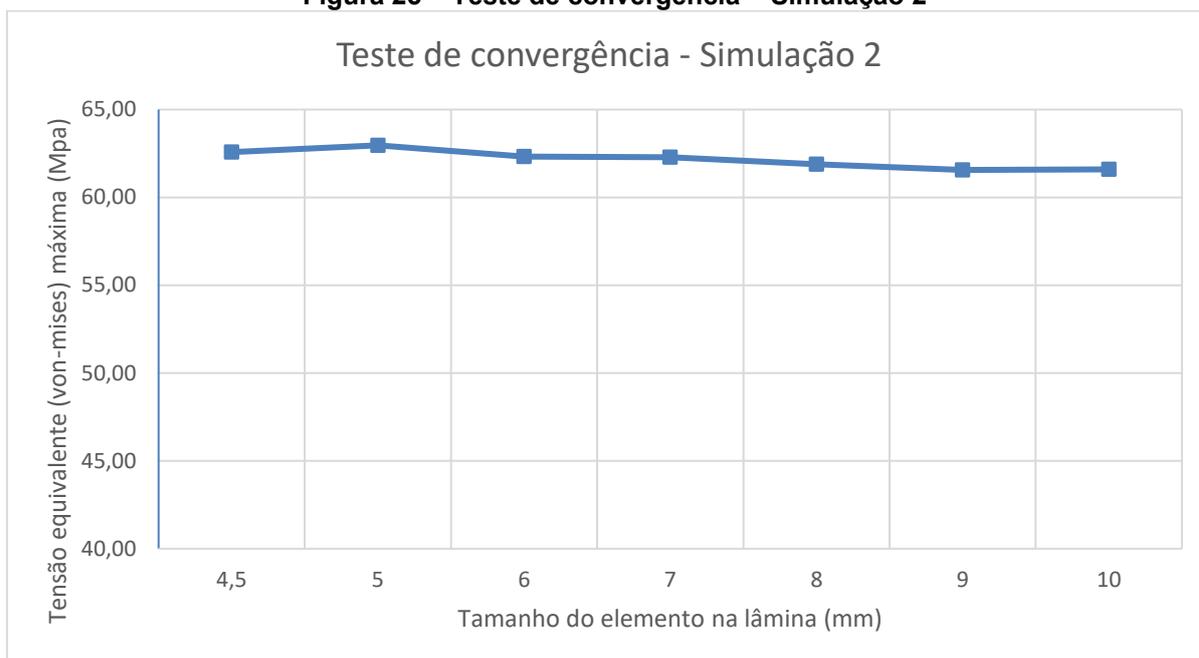
- *Smoothing* foi alterado de *medium* para *high*. *Smoothing* suaviza a malha, aproximando os elementos dos elementos vizinhos (MECHANICAL BASE, 2020b);
- Os demais parâmetros permaneceram como padrão do *software*.

Para o teste de convergência, as malhas geradas contaram com um *element sizing* na lâmina da prótese, que é o componente de maior interesse. O tamanho mínimo de elemento da lâmina da prótese variou de 5mm a 10mm. Os resultados podem ser verificados nas Figuras 24 a 29.

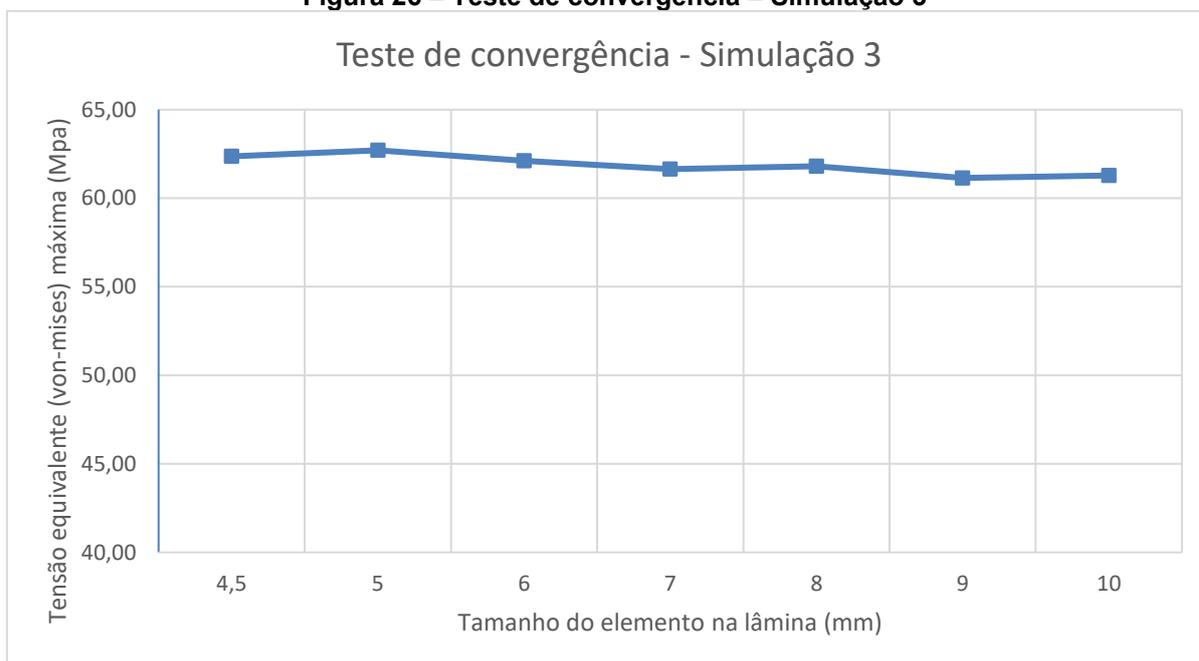
Figura 24 – Teste de convergência – Simulação 1



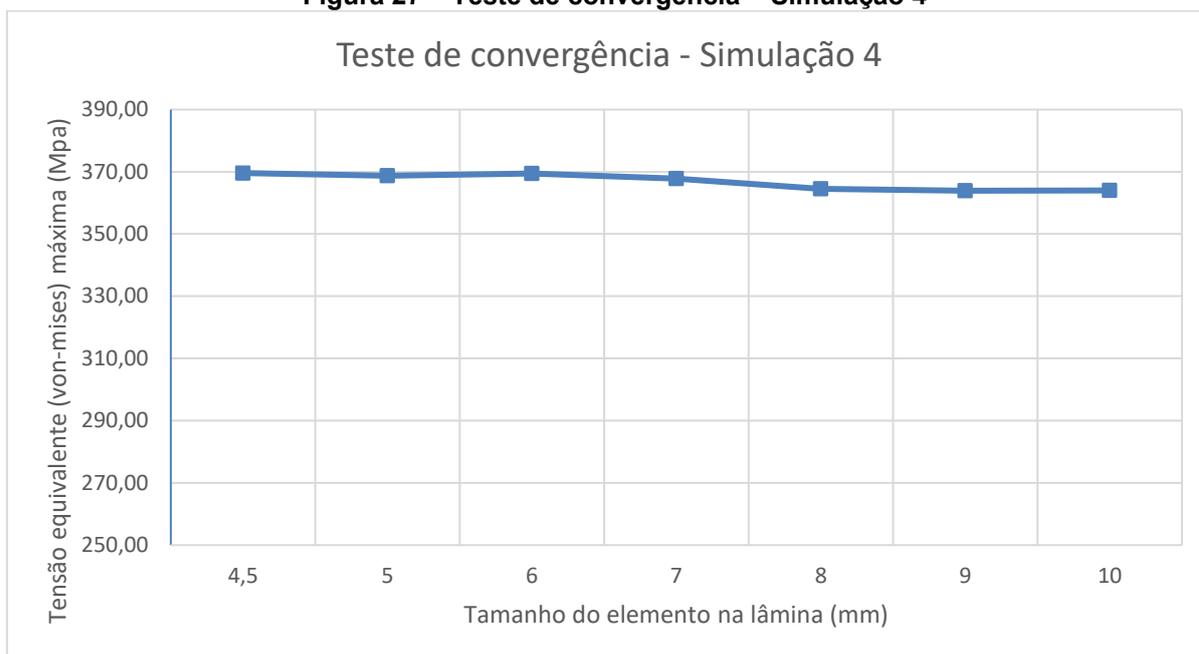
Fonte: Autoria Própria

Figura 25 – Teste de convergência – Simulação 2

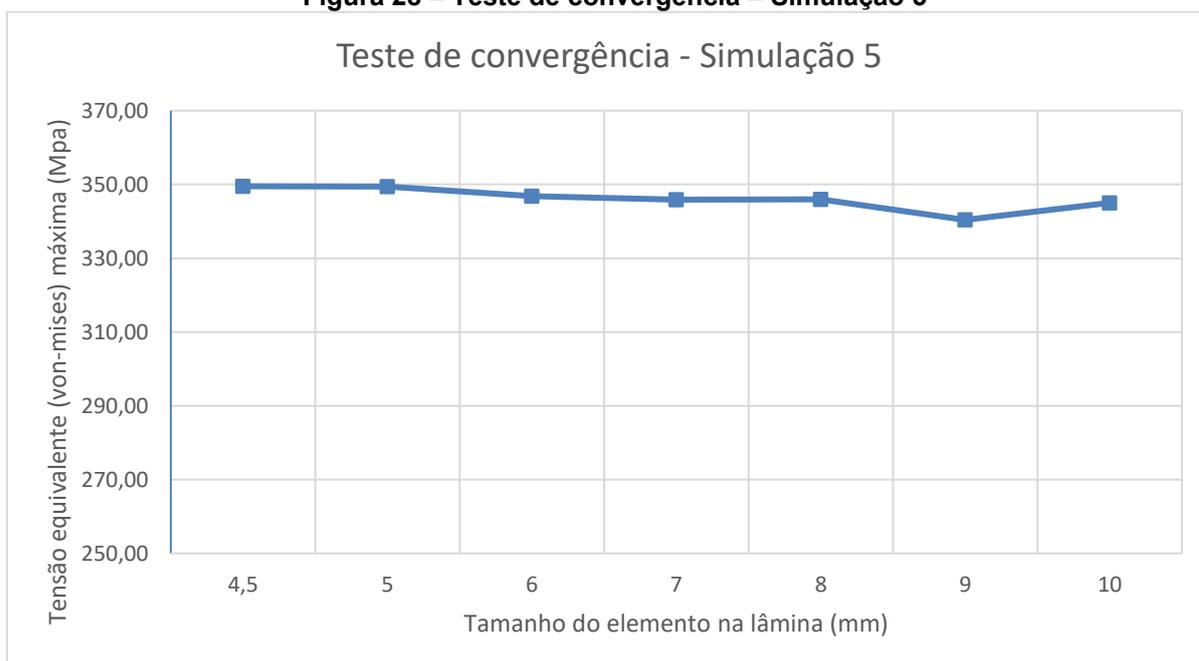
Fonte: Autoria Própria

Figura 26 – Teste de convergência – Simulação 3

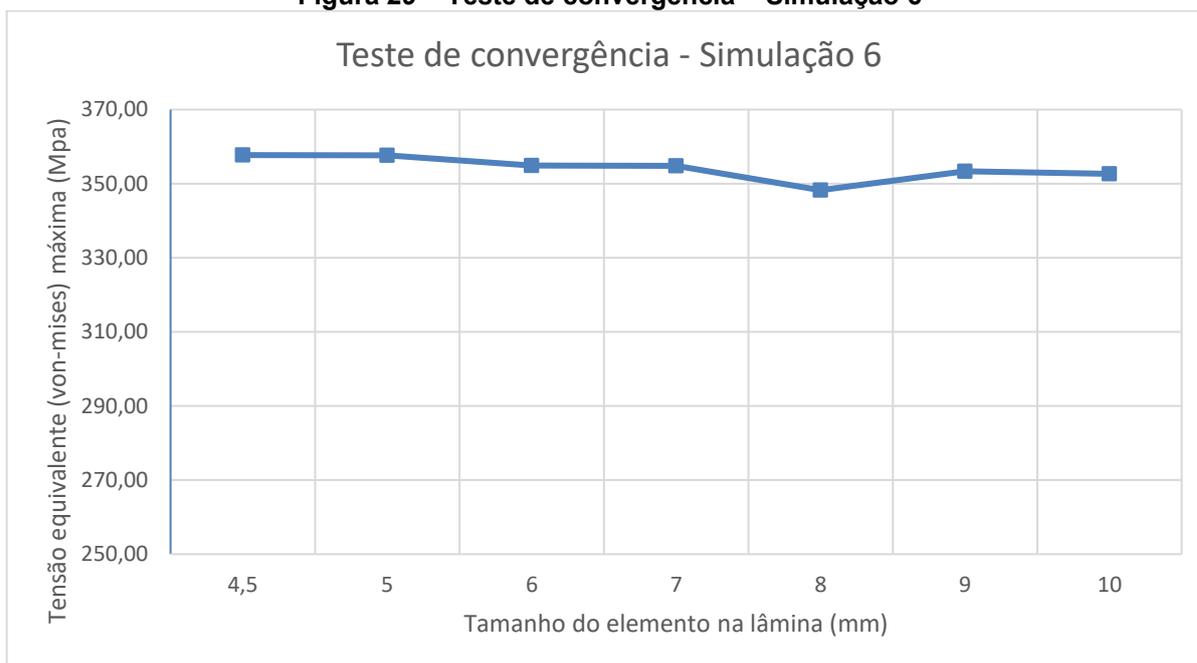
Fonte: Autoria Própria

Figura 27 – Teste de convergência – Simulação 4

Fonte: Autoria Própria

Figura 28 – Teste de convergência – Simulação 5

Fonte: Autoria Própria

Figura 29 – Teste de convergência – Simulação 6

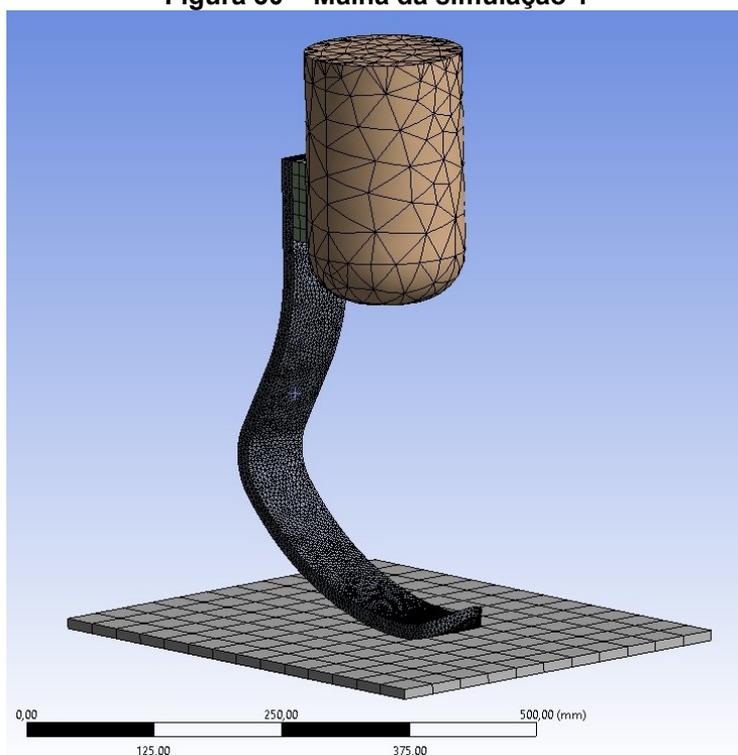
Fonte: Autoria Própria

O tamanho do elemento de malha na lâmina, bem como o erro entre o seu resultado e o resultado da malha seguinte podem ser conferidos na Tabela 4. A representação das malhas da simulação 1 e 5 podem ser observadas nas Figuras 30 e 31, respectivamente.

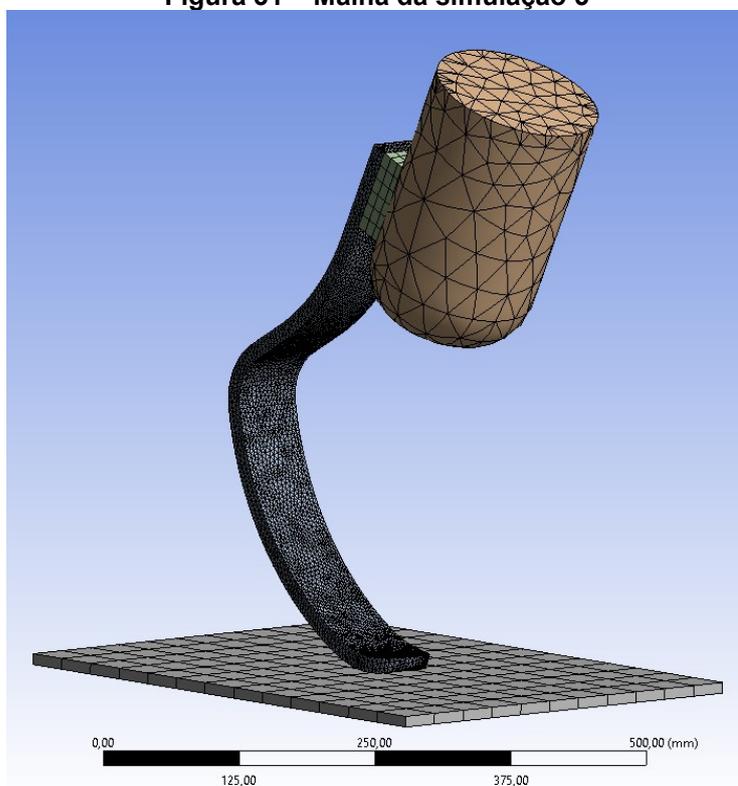
Tabela 4 – Variação da tensão equivalente em relação ao tamanho de elemento da malha

| Teste | Tamanho do elemento (mm) | Diferença percentual em módulo |
|-------------|--------------------------|--------------------------------|
| Simulação 1 | 4,5 | 0.468% |
| Simulação 2 | 6 | 0.043% |
| Simulação 3 | 4,5 | 0.542% |
| Simulação 4 | 4,5 | 0,233% |
| Simulação 5 | 4,5 | 0.011% |
| Simulação 6 | 4,5 | 0.025% |

Fonte: Autoria Própria

Figura 30 – Malha da simulação 1

Fonte: Autoria Própria

Figura 31 – Malha da simulação 5

Fonte: Autoria Própria

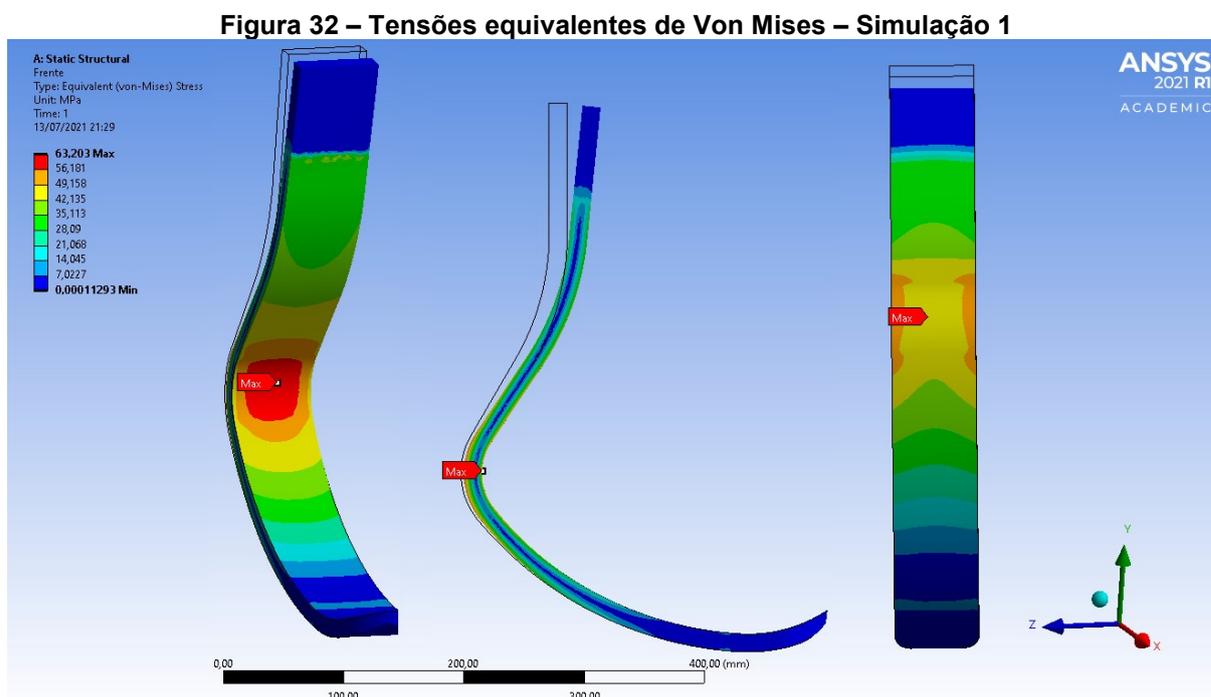
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

As simulações ocorreram conforme os parâmetros definidos nos capítulos anteriores deste trabalho. Nesta seção, serão apresentados os resultados de tensão de von Mises e, em seguida os resultados serão comparados com a tensão de escoamento dos materiais 1, 2 e 3.

5.1 SIMULAÇÃO 1

Na primeira simulação, foi testada a geometria 1, com os materiais 0-1, 0-2 e 0-3, com a condição de esforços 1, que simula uma pessoa ereta, com apenas a prótese suportando o seu peso.

O ponto que sofre a maior tensão, 63,203MPa nas condições da simulação 1 é exibido na Figura 32. Na mesma figura é possível observar o perfil das tensões atuantes na prótese.



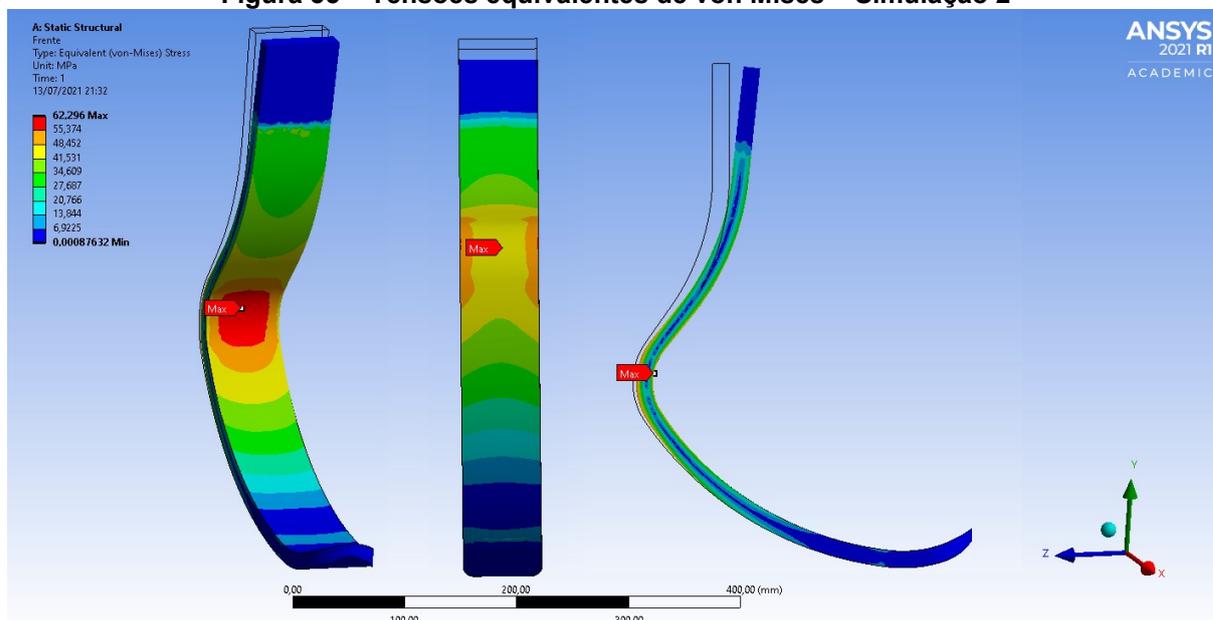
Fonte: Autoria própria

5.2 SIMULAÇÃO 2

Na simulação 2, foi testada a geometria 2, com os materiais 0-1, 0-2 e 0-3, e condição de esforços 1.

As tensões equivalentes de Von Mises da simulação 2 são exibidas na Figura 33, a tensão equivalente máxima para a simulação 2 foi de 62,296MPa.

Figura 33 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 2



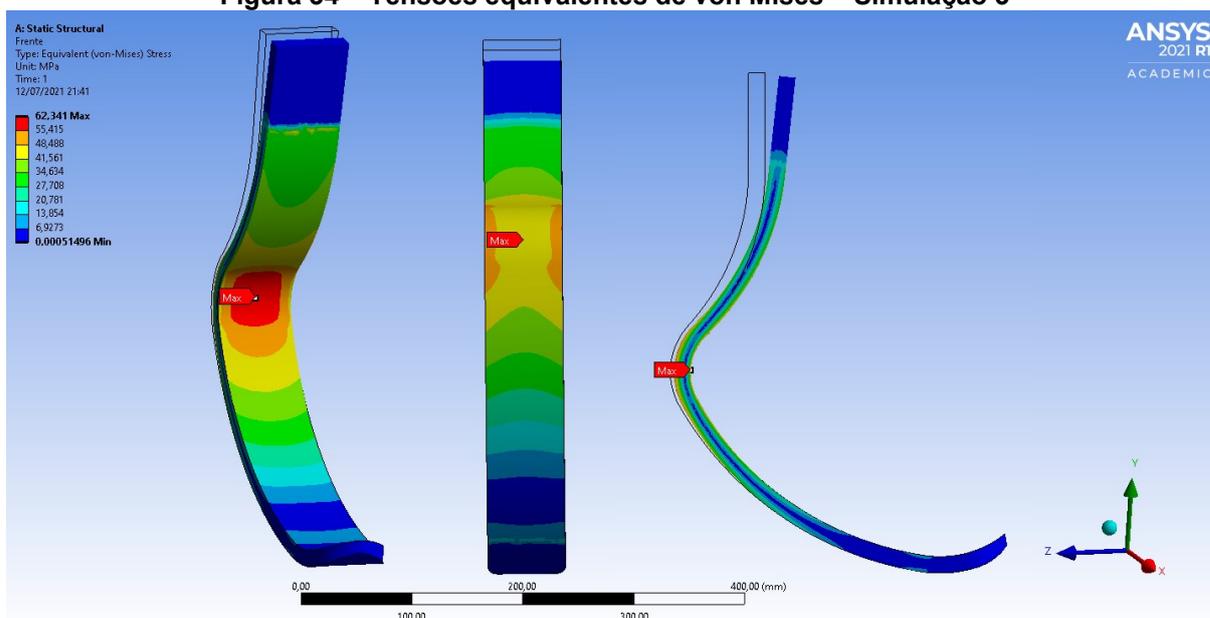
Fonte: Autoria própria

5.3 SIMULAÇÃO 3

Na simulação 3, foi testada a geometria 3, com os materiais 0-1, 0-2 e 0-3, e condição de esforços 1.

As tensões equivalentes de von Mises da simulação 3 podem ser observadas na Figura 34. A tensão equivalente máxima experimentada pela prótese nas condições da simulação 3 foi de 62,341MPa.

Figura 34 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 3



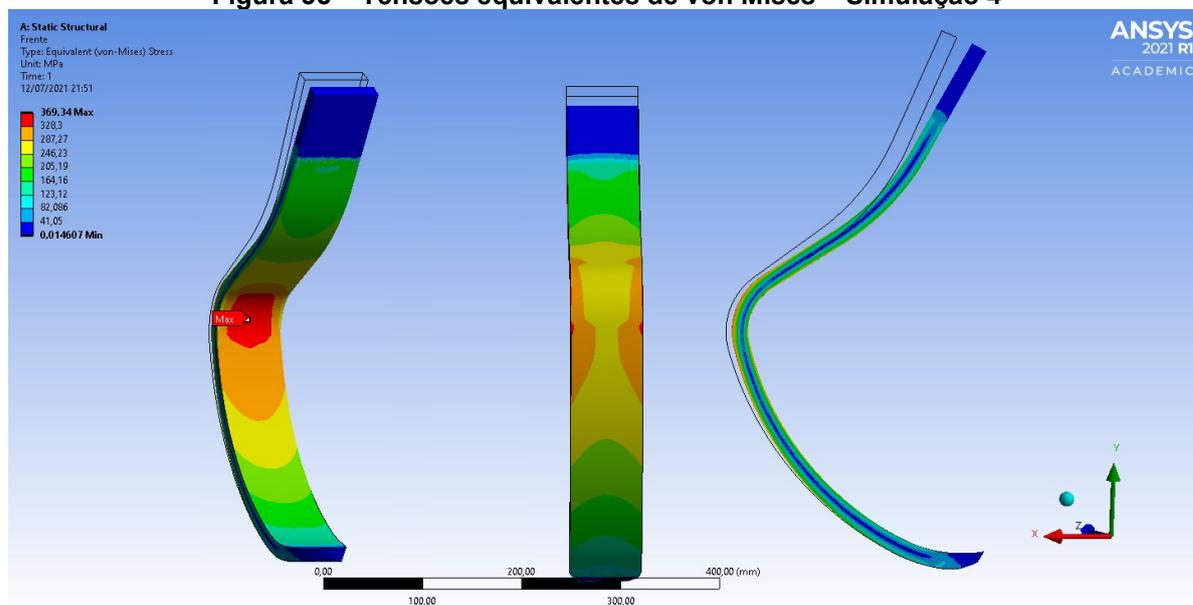
Fonte: Autoria própria

5.4 SIMULAÇÃO 4

A simulação 4 testa a geometria 1, sob a atuação dos esforços 2, que simula uma pessoa em marcha de corrida. Os materiais utilizados na simulação ainda são os 0-1, 0-2 e 0-3.

Na Figura 35 estão as tensões equivalentes resultantes dos parâmetros da simulação 4, bem como o marcador indicando a localização da tensão máxima observada, que é de 369,34MPa.

Figura 35 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 4



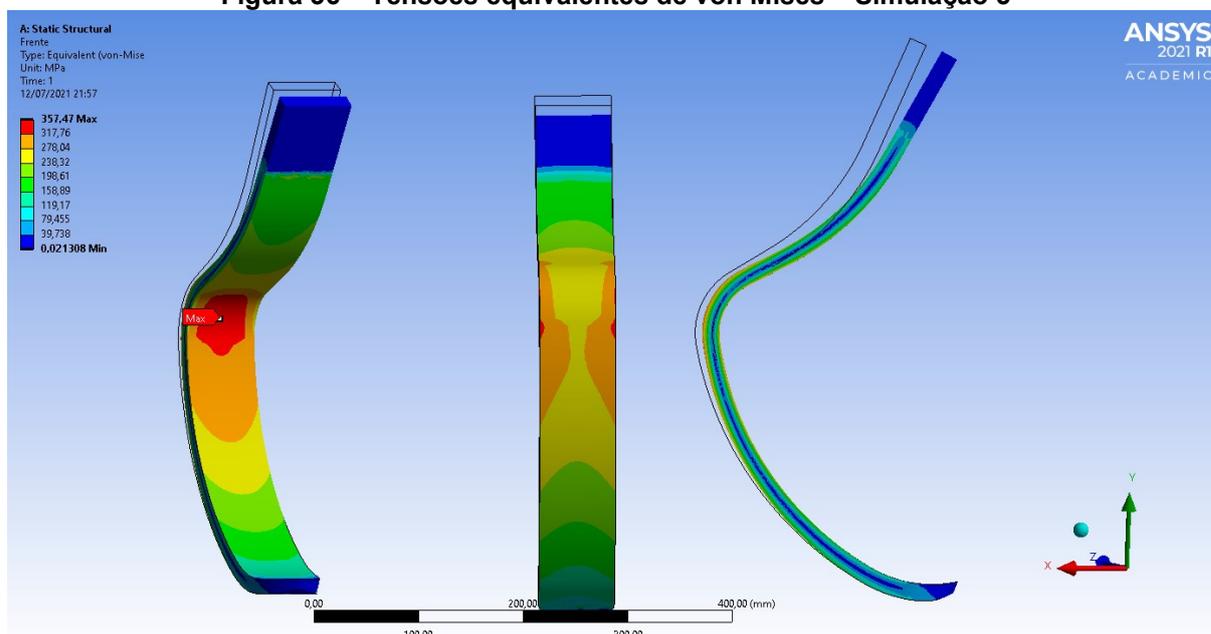
Fonte: Autoria própria

5.5 SIMULAÇÃO 5

Também na simulação 5, os esforços testados são os de corrida (condição 2), os materiais continuam sendo 0-1, 0-2 e 0-3, porém a geometria utilizada é a geometria de número 2, com 35°.

Na Figura 36 podem ser verificadas as tensões equivalentes de von Mises, resultantes das condições empregadas na simulação 5. A tensão máxima equivalente para essa simulação foi de 357,47MPa.

Figura 36 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 5



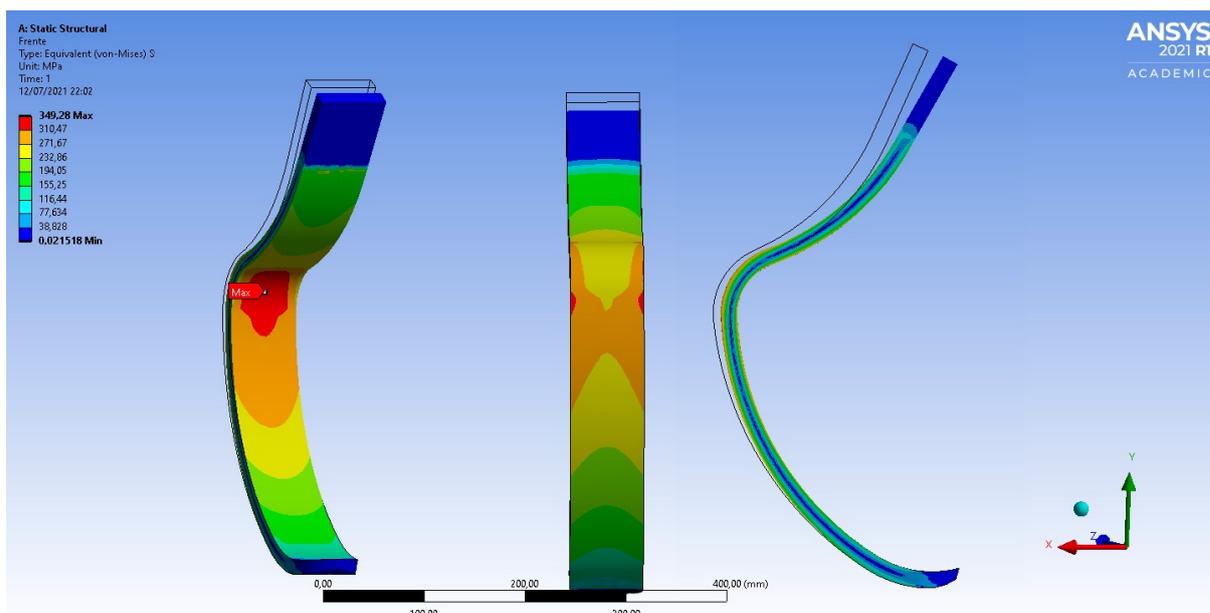
Fonte: Autoria própria

5.6 SIMULAÇÃO 6

Na simulação de número 6, a geometria empregada foi a 3, com ângulo de 40°. Os esforços e os materiais foram os mesmos das últimas duas simulações (condição de esforços 2 e materiais 0-1, 0-2 e 0-3).

As tensões equivalentes de von Mises, resultantes das condições da simulação 6, podem ser observadas na Figura 37. A tensão equivalente máxima para a simulação 6 foi de 349,28MPa.

Figura 37 – Tensões equivalentes de von Mises – Simulação 6



5.7 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Na Tabela 5 estão reunidas as tensões equivalentes de von Mises máximas. Por meio da tabela, fica explícito o decaimento de tensões entre as primeiras três simulações e as últimas três, isso por conta da diferença nas condições de contorno dos problemas.

Tabela 5 – Tensões equivalentes de von Mises máximas

| Teste | Tensão máxima (MPa) |
|-------------|---------------------|
| Simulação 1 | 63,203 |
| Simulação 2 | 62,296 |
| Simulação 3 | 62,341 |
| Simulação 4 | 369,34 |
| Simulação 5 | 357,47 |
| Simulação 6 | 349,28 |

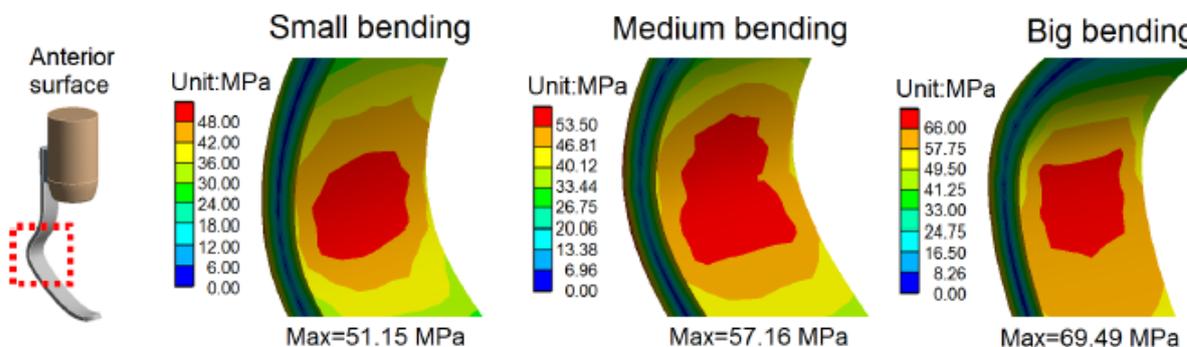
Fonte: Autoria Própria

É notória a evolução das tensões em relação aos ângulos da geometria, para as duas condições de contorno, as geometrias com ângulos menores apresentaram tensões maiores.

Tomando como base os resultados de KE *et al.*, apresentados na Figura 38, é possível perceber uma inversão de resultados. No estudo anterior, os ângulos maiores resultaram em tensões menores. É possível que a diferença entre os dois estudos se dê por conta de diferenças na modelagem da prótese, já que por possuir

poucas informações do modelo desenvolvido anteriormente, não foi possível replicar a modelagem neste trabalho.

Figura 38 – Resultados para próteses de 20, 35 e 50 graus e condições similares a condição 1



Fonte: KE *et al.* 2017

De modo a entender as variações no resultado de tensões na prótese, quando simulada com diferentes materiais, foram refeitas as simulações, mas dessa vez com as propriedades do material 3, para o coeficiente de Poisson, que não constava no cadastro da biblioteca, foi utilizado o mesmo do material 0-1.

Os resultados se encontram na Tabela 6, onde fica claro que as diferenças não possuem grande impacto nas análises aqui realizadas.

Tabela 6 - Comparativo de resultados entre material 0-1 e material 3

| Teste | Material 0-1 (MPa) | Material 3, Poisson 0,3 (MPa) | Diferença (MPa) |
|-------------|--------------------|-------------------------------|-----------------|
| Simulação 1 | 63,203 | 63,206 | 0,003 |
| Simulação 2 | 62,296 | 62,298 | 0,002 |
| Simulação 3 | 62,341 | 62,344 | 0,003 |
| Simulação 4 | 369,34 | 369,37 | 0,03 |
| Simulação 5 | 357,47 | 357,5 | 0,03 |
| Simulação 6 | 349,28 | 349,31 | 0,03 |

Fonte: Autoria Própria

Analisando os resultados obtidos, com o ponto de vista dos materiais 1, 2 e 3, a Tabela 7 compila o percentual de solicitação em relação à resistência ao escoamento de cada material, nos diferentes cenários testados.

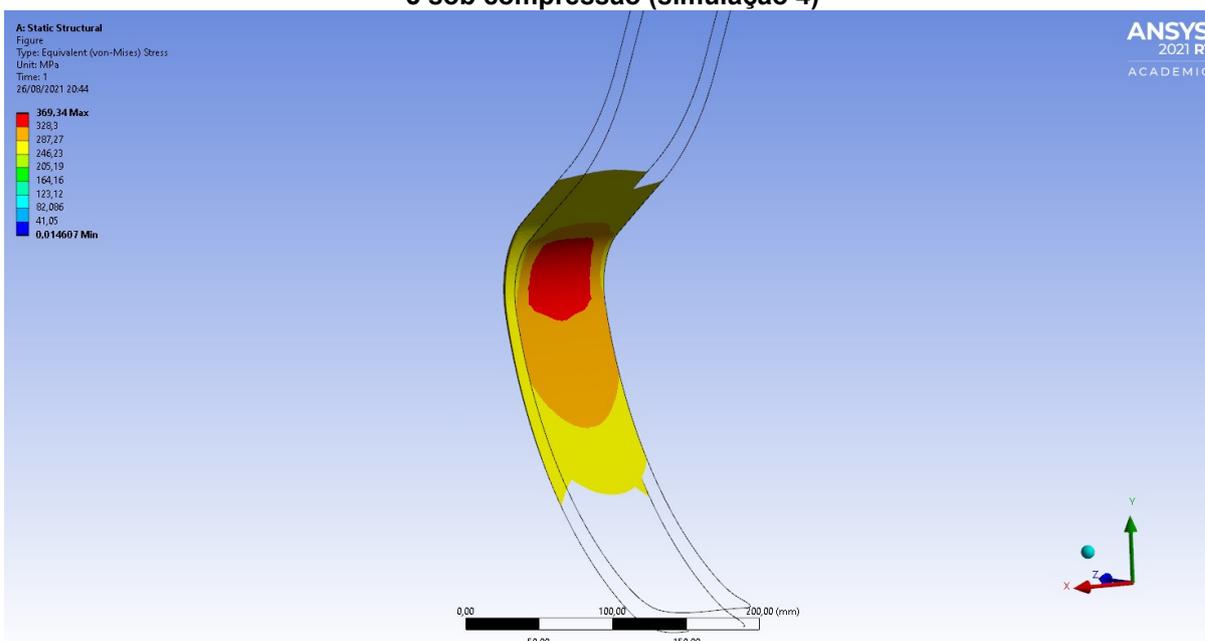
Tabela 7 – Tensões equivalentes de von Mises máximas em relação aos limites de escoamento dos materiais sob compressão

| Teste | Solicitação material 1 | Solicitação material 2 | Solicitação material 3 |
|-------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| Simulação 1 | 11% | 9% | 24% |
| Simulação 2 | 11% | 9% | 24% |
| Simulação 3 | 11% | 9% | 24% |
| Simulação 4 | 63% | 51% | 142% |
| Simulação 5 | 61% | 49% | 137% |
| Simulação 6 | 59% | 48% | 134% |

Fonte: Autoria Própria

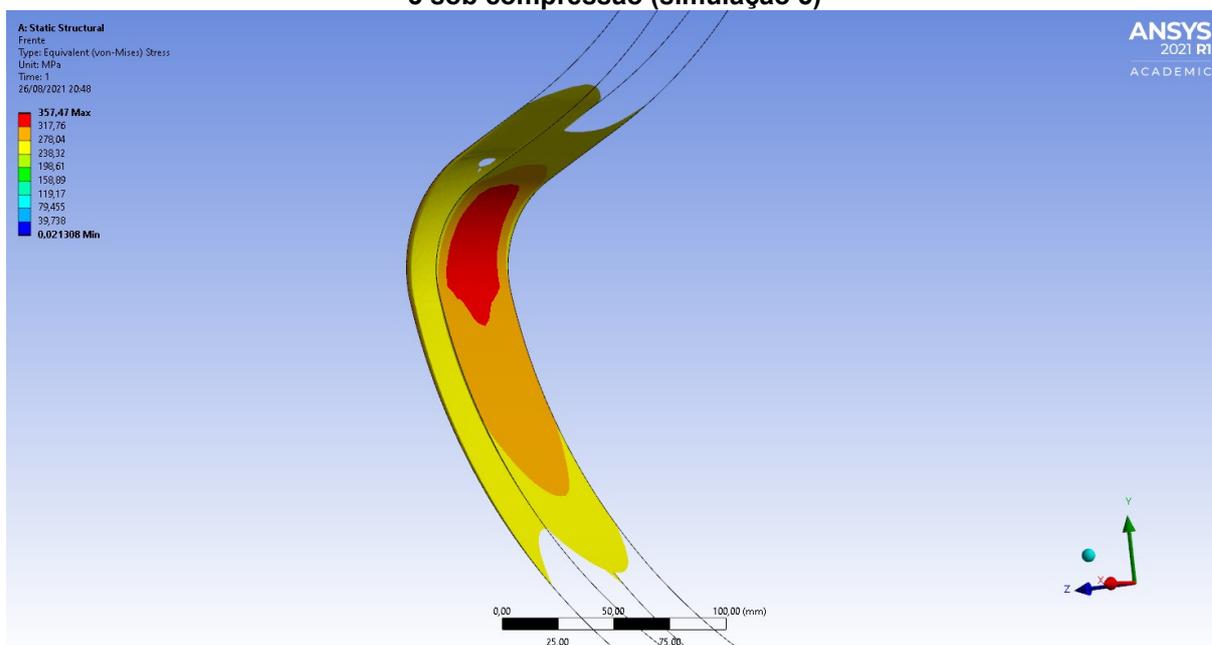
Com base nos dados apresentados, fica perceptível que os materiais 1 e 2 não apresentam problemas para resistir às solicitações. Já as simulações 4, 5 e 6 possuem solicitações que excedem os 100% da resistência do material 3. Para esse caso, foram avaliados os pontos em que as solicitações são superiores a 95%, informações que podem ser visualizadas nas Figuras 39, 40 e 41.

Figura 39 – Região em que a solicitação excede 95% da resistência ao escoamento do material 3 sob compressão (simulação 4)



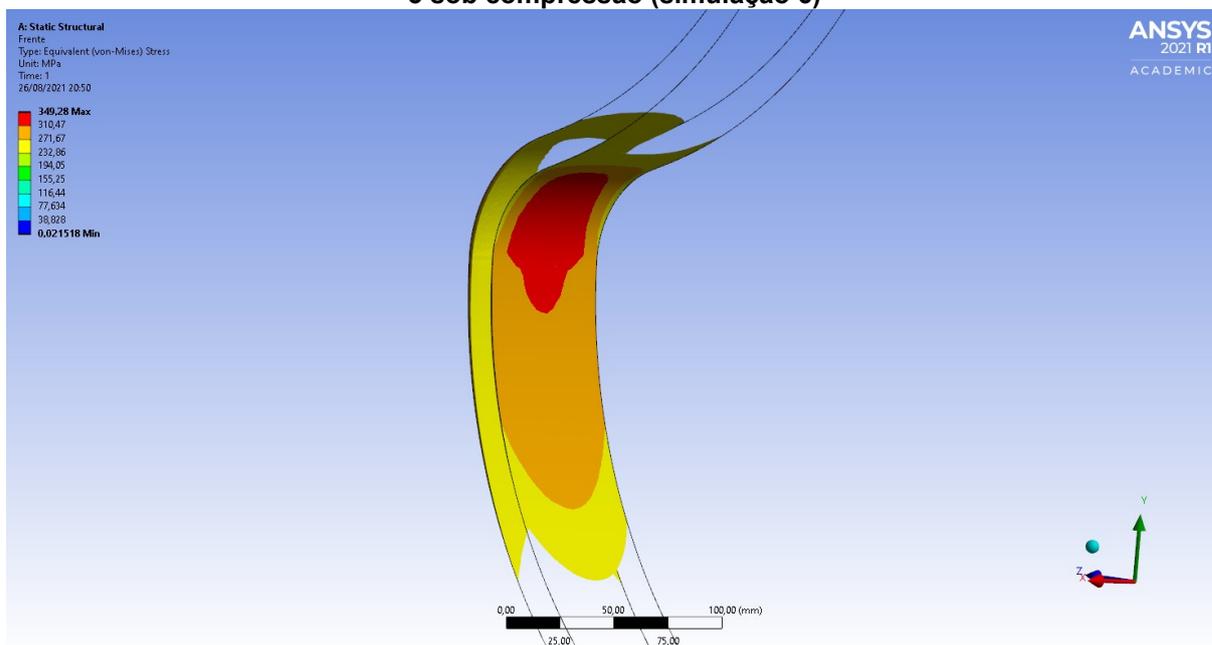
Fonte: Autoria Própria

Figura 40 – Região em que a solicitação excede 95% da resistência ao escoamento do material 3 sob compressão (simulação 5)



Fonte: Autoria Própria

Figura 41 – Região em que a solicitação excede 95% da resistência ao escoamento do material 3 sob compressão (simulação 6)



Fonte: Autoria Própria

Nas figuras, é possível ter uma percepção da dimensão das regiões mais solicitadas, ficando evidente que quando empregado o material 3 na confecção da prótese, há falha por conta de solicitações de compressão acima do limite ao escoamento sob compressão desse material.

É importante destacar que, apesar de as figuras acima destacarem duas faces com tensões acima da resistência do material, apenas a face sob compressão falha, uma vez que o material 3 possui mais que o dobro da resistência ao escoamento na tração em relação à compressão, por conta disso região sob tração não chega a falhar (MATWEB, 2021d).

Na seção deste trabalho em que se abordou a modelagem da lâmina, foi sugerida uma alteração da geometria, com o objetivo de diminuir as altas tensões de contato com o solo do trabalho mencionado na Figura 20. Comparando os dois trabalhos, fica evidente que a alteração realizada resultou na redução da solicitação de contato com o solo, no caso de ângulos mais inclinados.

6 CONCLUSÕES

Por meio do desenvolvimento deste trabalho, foi possível modelar uma prótese do tipo *flex*, propondo alterações no modelo de trabalhos anteriores e aplicando diferentes materiais comerciais. Além disso, com o estudo do trabalho de outros autores, foram determinadas as condições de contorno que simulam o uso da prótese.

Mediante a definição da modelagem e das condições de contorno, a simulações foram executadas, resultando nas tensões equivalentes de von Mises apresentadas no capítulo 5.

Com a análise das tensões e comparação com a resistência dos materiais escolhidos, foi constatado que dois dos materiais selecionados passam nas verificações realizadas e um terceiro material apresenta falhas, por conta da sua baixa resistência ao escoamento sob compressão.

Também com a análise das tensões equivalentes, mas agora em comparação com os ângulos testados, os resultados indicaram que, à medida que ângulos maiores foram utilizados, as tensões experimentadas pela prótese foram menores, o que contrariou os resultados do trabalho de KE *et al.*, 2017, porém a diferença nos resultados pode ser explicada por diferenças entre as modelagens dos trabalhos.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho buscou avaliar os parâmetros citados levando em consideração as tensões que seriam resultado da aplicação das condições de contorno apresentadas.

De modo a aprofundar os estudos deste trabalho, fica recomendado:

- Avaliar a modelagem aqui apresentada utilizando critérios de deformação nas próteses do tipo *flex*, o que não foi levado em consideração neste trabalho;
- Avaliar a modelagem do ponto de vista de absorção e liberação de energia, já que esse é o principal diferencial de próteses do tipo *flex* diante as demais;

- Propor alterações na modelagem, a fim de desenvolver um *design* mais atrativo comercialmente, sem perder desempenho;
- Propor alterações na modelagem, com o foco em redução de peso;
- Realizar um comparativo do ponto de vista de custos, entre os materiais aqui apresentados e os utilizados hoje pelo mercado;
- Produzir um protótipo e avaliar a possibilidade de executar testes reais;
- Análise da prótese em fadiga.

REFERÊNCIAS

- AMPUTEE COALITION. History of The Prosthetic Leg Through The Ages. Disponível em: <<https://www.amputee-coalition.org/history-prosthetic-leg/>>. Acesso em: 26/11/2019.
- ASHBY, M. F. **Materials selection in mechanical design**. 2. ed. Cambridge: Butterworth-Heinemann, 1999.
- BÍBLIA, N. T. Efésios. In BÍBLIA. Português. **Bíblia de Estudo do Discipulado**. Tradução de João Ferreira Almeida. Barueri: Sociedade Bíblica do Brasil, 2019. p. 1692-1705.
- BOWKER, J. H.; AAOS; MICHAEL, J. **Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles**. 2. ed. Mosby Year Book, 1992.
- BRAGARU, M.; DEKKER, R.; GEERTZEN, J. H. B. Sport prostheses and prosthetic adaptations for the upper and lower limb amputees. **Prosthetics & Orthotics International**, v. 36, n. 3, p. 290–296, 2012.
- BRÜGGEMANN, G.; ARAMPATZIS, A.; EMRICH, F.; POTTHAST, W. Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprinting prostheses. **Sports Technology**, v. 1, n. 4–5, p. 220–227, 2008.
- BRUXEL, Y. **Sistema para análise de impacto na marcha humana**, 2010. Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- CALLISTER, W. D.; TETHWISCH, D. G. **Ciência e engenharia de materiais - Uma introdução**. 8. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2012.
- CAMPOS, V. C. Cuide bem do seu pé. Disponível em: <<http://viniciuscastrocampos.com.br/cuide-bem-do-seu-pe/>>. Acesso em: 4/2/2021.
- CARVALHO, J. A. **Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação**. 2. ed. Barueri, SP: Manoele, 2003.
- CARVALHO, J. A. **Vantagens na protetização de amputados transtibiais submetidos a técnicas cirúrgicas não convencionais**, 2012. Universidade Estadual de Campinas.
- CARVALHO, M. DE. COMPONENTES PARA PRÓTESE DE MEMBRO INFERIOR. Disponível em: <<http://blogaodefisio.blogspot.com/2013/04/componentes-para-protese-de-membro.html>>. Acesso em: 3/2/2020.
- FILHO, A. A. **Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE**. 6. ed. São Paulo, SP: Érica, 2000.
- GANDRA, H. V. **Avaliação do comportamento estrutural e estudo das tensões no chassi do caminhão fora de via**, 2017. Belo Horizonte: Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.
- GHORAYEB, N. Sacrifício e resistência: lado guerreiro dos atletas paralímpicos é inspirador. Disponível em: <<http://ge.globo.com/eu->

atleta/saude/noticia/2016/09/sacrificio-e-resistencia-lado-guerreiro-dos-atletas-paralimpicos-e-inspirador.html>. Acesso em: 7/11/2019.

KE, M.-J.; HUANG, K.-C.; LEE, C.-H.; et al. Influence of three different curvatures flex-foot prosthesis while single-leg standing or running: a finite element analysis study. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 17, n. 03, p. 1750055, 2017.

LEE, I.-M.; SHIROMA, E. J.; LOBELO, F.; et al. Effect of physical inactivity on major non-communicable diseases worldwide: an analysis of burden of disease and life expectancy. **The Lancet**, v. 380, n. 9838, p. 219–229, 2012.

MAJUMDAR, K.; LENKA, P. K.; MONDAL, R. K.; KUMAR, R.; TRIBERWALA, D. N. Relation of stump length with various gait parameters in trans-tibial amputees. **Online Journal of Health and Allied Sciences**, v. 7, n. 2, 2008.

MATWEB. Online Materials Informations Resource - MatWeb. Disponível em: <<http://www.matweb.com/index.aspx>>. Acesso em: 14/4/2021a.

MATWEB. Hexcel® HexPly® M42 180°C (350°F) Curing Epoxy Matrix, 52%/G1177 Glass/Carbon Fiber. Disponível em: <<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=fe1cca85145a40dfae39a6d5261cc447>>. Acesso em: 14/4/2021b.

MATWEB. Hexcel® HexPly® M42 180°C (350°F) Curing Epoxy Matrix, 50%/G939 HS Carbon. Disponível em: <<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=a4251d9ad5a04c259bd79d03dcdcf987>>. Acesso em: 14/4/2021c.

MATWEB. Hexcel® HexPly® F155 Epoxy Resin, K285 Kevlar Fabric. Disponível em: <<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=d34bb86adcaa47e793876f72cf9fe40d>>. Acesso em: 14/4/2021d.

MCKENNA, M.; RICHES, P. E. A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 17, n. 6, p. 649–655, 2007.

MECHANICAL BASE. Span Angle Center Option In ANSYS® Meshing. Disponível em: <<https://mechanicalbase.com/subtracting-3d-bodies-from-themselves-in-siemens-nx/>>. Acesso em: 12/3/2021a.

MECHANICAL BASE. Smoothing Options For ANSYS® Mechanical Meshing. Disponível em: <<https://mechanicalbase.com/smoothing-options-for-ansys-mechanical-meshing/>>. Acesso em: 12/3/2021b.

MERLETTE, J. FOOT PROSTHESIS AND METHOD OF MAKING SAME. , 1990. Estados Unidos.

MIX, C. O Que é Prótese Ortopédica. Disponível em: <<https://www.culturamix.com/saude/o-que-e-protese-ortopedica/>>. Acesso em: 12/2/2020.

MOAVENI, S. **Finite element analysis - Theory and application with ANSYS**. Upper Saddle River, New Jersey: Minnesota State University, 1999.

NORTON, R. L. **Projeto de Máquinas - Uma abordagem integrada**. 4. ed. Worcester, Massachusetts: Worcester Polytechnic Institute, 2013.

OATMAN-STANFORD, H. War and Prosthetics: How Veterans Fought for the Perfect Artificial Limb. Disponível em: <<https://www.collectorsweekly.com/articles/war-and-prosthetics/>>. Acesso em: 25/11/2019.

ORTEC. Articulação de Tornozelo para Pé Articulado de Prótese com 02 Hastes. Disponível em: <<https://www.ortecortopedia.com/articulacao-de-tornozelo-para-pe-articulado-de-protese-com-02-hastes>>. Acesso em: 4/2/2021.

PEIXOTO, A. M.; ZIMPEL, S. A.; OLIVEIRA, A. C. A. DE; MONTEIRO, R. L. S.; CARNEIRO, T. K. G. Prevalência de amputações de membros superiores e inferiores no estado de Alagoas atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 24, n. 4, p. 378–384, 2018.

PENEDO, F. J.; DAHN, J. R. Exercise and well-being: a review of mental and physical health benefits associated with physical activity. **Current Opinion in Psychiatry**, v. 18, p. 189–193, 2005.

RECHENA, D. DA F. R. V. **Análise Estrutural do Quadro de um Motociclo**, 2014. Instituto Superior Técnico.

SBD. Neuropatia Diabética. Disponível em: <<https://www.diabetes.org.br/publico/complicacoes/neuropatia-diabetica>>. Acesso em: 17/10/2019.

SCHOLZ, M. S.; BLANCHFIELD, J. P.; BLOOM, L. D.; et al. The use of composite materials in modern orthopaedic medicine and prosthetic devices: A review. **Composites Science and Technology**, v. 71, n. 16, p. 1791–1803, 2011. Elsevier.

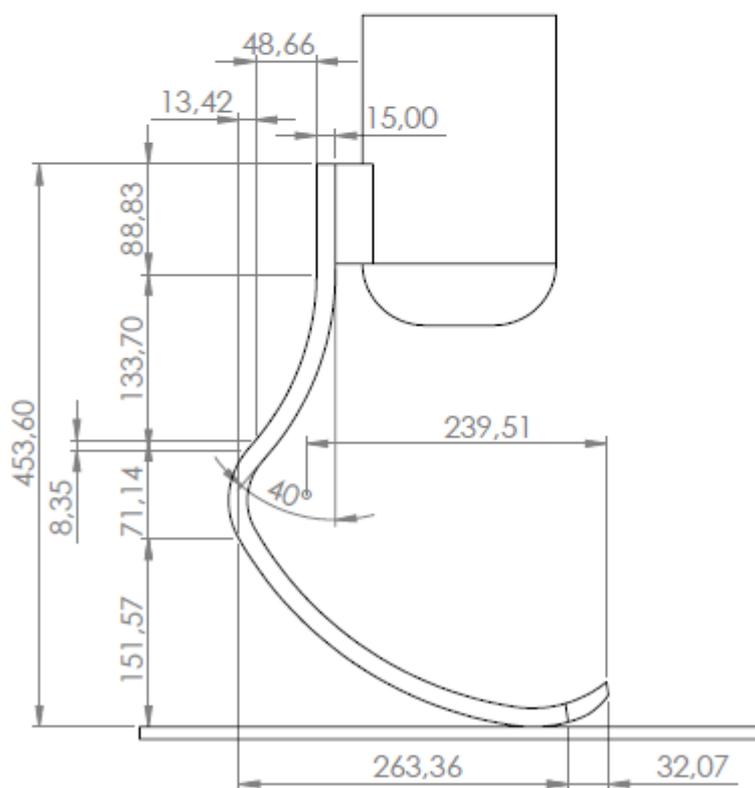
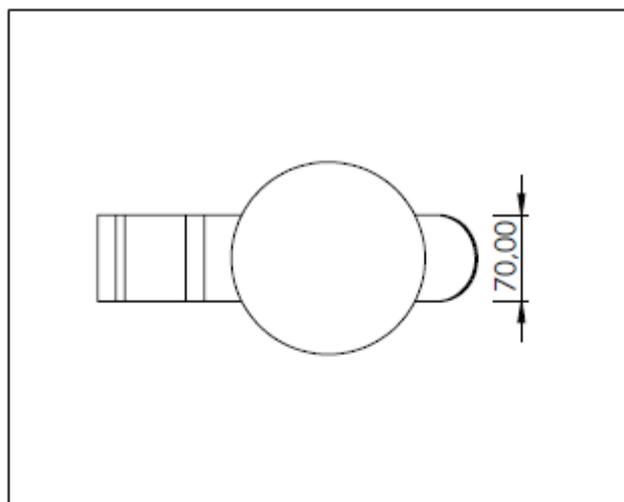
SILVA, R. DA; RIZZO, J. G.; FILHO, P. J. B. G.; RAMOS, V.; DEANS, S. Physical activity and quality of life of amputees in southern Brazil. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 35, n. 4, p. 432–438, 2011.

TABOGA, P.; BECK, O. N.; GRABOWSKI, A. M. Prosthetic shape, but not stiffness or height, affects the maximum speed of sprinters with bilateral transtibial amputations. **PLoS ONE**, v. 15, n. 2, p. 1–20, 2020.

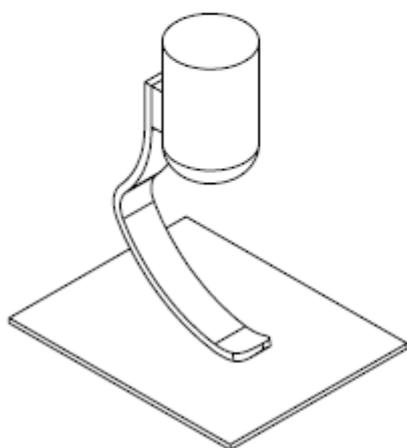
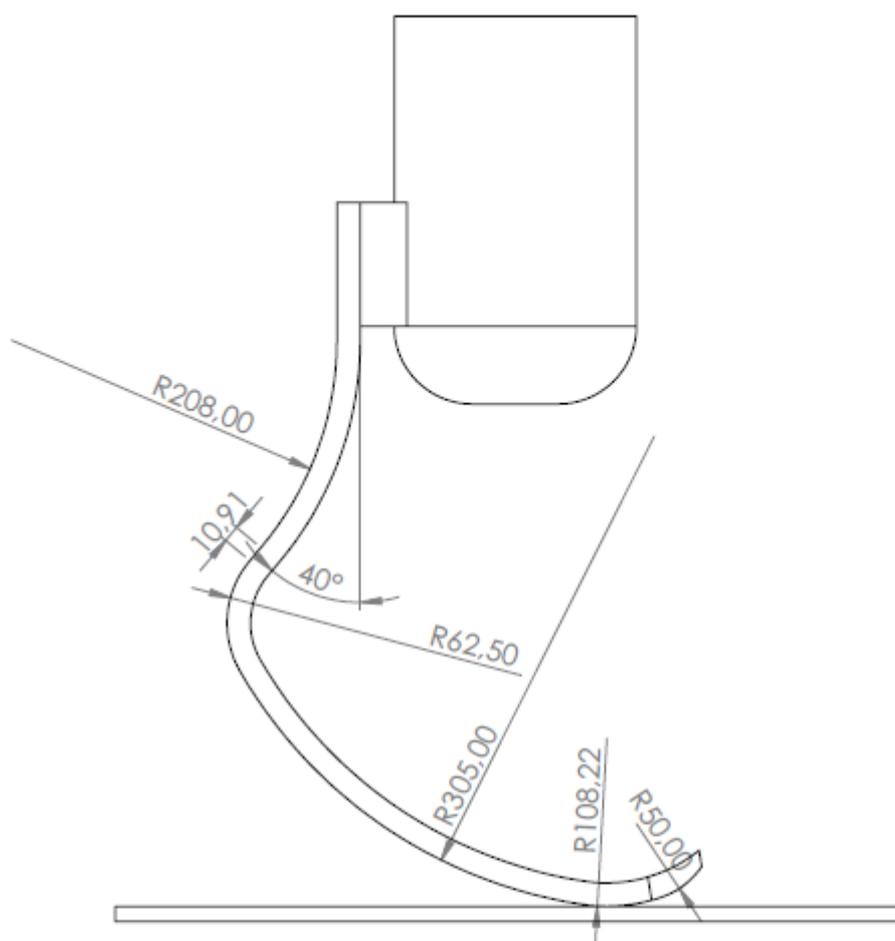
VOLPATO, A. C. **Influência da utilização de próteses específicas nas demandas energéticas da corrida: uma revisão sistemática**, 2018. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina.

WILSON, M. T.; JOLLY, D. F. PROSTHETIC FOOT. , 1992. Estados Unidos.

APÊNDICE A – DETALHAMENTO DA PRÓTESE



ESCALA:1:5



ESCALA:1:4