

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

FLÁVIA RICARDO BORBA

NADINE WAGNER DA SILVA

**ANÁLISE DE TENSÕES DO JOELHO DE UMA PRÓTESE TRANSFEMORAL VIA
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

CURITIBA

2022

**FLÁVIA RICARDO BORBA
NADINE WAGNER DA SILVA**

**ANÁLISE DE TENSÕES DO JOELHO DE UMA PRÓTESE TRANSFEMORAL VIA
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Knee tension analysis of a transfemoral prosthesis via Finite Element Method

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentado como requisito para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Orientador(a): Pr. Dr. Ivan Moura Belo.
Coorientador(a): Dr. Celso Mendonça.

CURITIBA

2022



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta licença permite download e compartilhamento do trabalho desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es), sem a possibilidade de alterá-lo ou utilizá-lo para fins comerciais. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

**FLÁVIA RICARDO BORBA
NADINE WAGNER DA SILVA**

**ANÁLISE DE TENSÕES DO JOELHO DE UMA PRÓTESE TRANSFEMORAL
VIA MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentado como requisito para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Mecânica da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
(UTFPR).

Data de aprovação: 22 de junho de 2022.

Prof. Dr. Ivan Moura Belo
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Laercio Javarez Junior
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Marcio Henrique de Avelar Gomes
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**CURITIBA
2022**

Dedicamos este trabalho às nossas famílias e amigos, por todo amor, apoio e confiança em nós depositada.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi desafiante e uma oportunidade enorme de crescimento intelectual, e para a realização deste, usufruímos do privilégio de termos pessoas incríveis ao nosso lado.

Inicialmente agradecemos a Deus pela vida. Sabemos que Ele nos guiou em todos os momentos.

Ao Andrey Brezolin pela ajuda fornecida para o desenvolvimento deste trabalho.

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná, por nos possibilitar aplicar todo conhecimento obtido durante todo curso de engenharia mecânica no desenvolvimento deste trabalho.

Por fim, ao nosso orientador Ivan Moura Belo por toda orientação e ao nosso coorientador Celso Mendonça por todo conhecimento na área médica de ortopedia ao longo do trabalho.

RESUMO

O grande número de amputações de membros inferiores e sua consequente alteração da qualidade de vida das pessoas afetadas são os pontos precursores deste projeto. A partir de conceitos teóricos sobre biomecânica dos membros e próteses, foi feita a análise de tensões via Elementos Finitos de modo a facilitar a compreensão do estudo em causa. Observou-se que os principais objetivos do uso de uma prótese de membro inferior são a promoção de marcha confortável, segura e mais natural possível ao usuário, nas mais diversas atividades que ele deseja executar. A partir de uma contextualização teórica sobre o tema, incluindo sua contextualização atualmente, foi apresentada a estrutura física dos joelhos com seus respectivos planos corporais. Também se discutiu a evolução das próteses e seus tipos, uma vez que cada nível básico de amputação recebe uma indicativa de protetização específica para o tipo de amputação dada por uma equipe médica e técnica. Por fim, apresenta-se a análise via elementos finitos em relação às forças que agem no membro. Dessa maneira foi possível calcular e analisar os esforços de maneira organizada e estruturada, permitindo a tabulação dos dados e posterior verificação dos resultados.

Palavras-chave: Método dos Elementos Finitos; prótese transfemoral; análise estrutural.

ABSTRACT

The increasing number of lower limb amputations and their consequent change in the quality of life of these people are the precursors of this project. From the theoretical concepts of biomechanics and prostheses, there will be performed a stress analysis via Finite Elements in order to facilitate the understanding of the study. The main objectives of using a lower limb prosthesis are to promote a comfortable, safe and natural gait for the user, in the most diverse activities that he/she wishes to perform. From a theoretical background on the subject, including its current context, the physical structure of the knees with their respective body plans will be presented. The evolution of prostheses and their types will also be presented, since each basic level of amputation receives an indication of specific prosthesis given by a medical and technical team. Finally, the analysis via finite elements in relation to the frames that act on the limb will be presented. In this way, it will be possible to calculate and analyze the efforts in an organized and structured way, allowing the tabulation of data and subsequent results' authentication.

Keywords: Finite Element Method; transfemoral prosthesis; structural analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Movimentos Articulares	17
Figura 2 - Posição anatômica com a representação dos três planos de referência e as direções fundamentais	17
Figura 3 - Modelo anatômico do joelho, secção sagital	20
Figura 4 - Eixos de movimentação do joelho, graus de liberdade	21
Figura 5 - Prótese convencional antiga e prótese modular	24
Figura 6 - Prótese de membro inferior	25
Figura 7 - Cameron Clapp e sua prótese marca OttoBock HealthCare	25
Figura 8 - Joelho uniaxial e policêntrico	27
Figura 9 - Joelhos microprocessados: C-leg da Ottobock, Rheo Knee da Ossur e Plié 3 da Freedom Innovations	28
Figura 10 - Modelo de prótese a ser usado neste trabalho	33
Figura 11 - Mecanismo de quatro barras que representa o funcionamento do joelho	35
Figura 12 - Força e contatos na simulação do joelho protético	39
Figura 13 - Deslocamento angular (graus) das articulações do quadril e joelho durante a marcha	40
Figura 14 - Tensão de Von Mises no joelho protético com 0° de flexão	45
Figura 15 - Tensão de Von Mises no joelho protético com 60° de flexão ..	45
Figura 16 - Tensão de Von Mises na simulação dinâmica	46
Figura 17 - Tensão normal no joelho protético com 0° de flexão	47
Figura 18 - Tensão normal no joelho protético com 60° de flexão	48
Figura 19 - Tensão de Von normal na simulação dinâmica	49
Figura 20 - Deslocamento do joelho protético com 0° de flexão	50
Figura 21 - Deslocamento do joelho protético com 60° de flexão	50
Figura 22 - Deslocamento na simulação dinâmica	51
Figura 23 - Peça com maior tensão de Von Mises da simulação estática do estudo feito por Teresa Plaza	53
Figura 24 - Peça com maior tensão de Von Mises da simulação dinâmica do estudo feito por Teresa Plaza	54
Fluxograma 1 - Desenvolvimento da seção 3	32
Fluxograma 2 - Esquema de análise do MEF	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Peso médio a população espanhola (dez/1996 – corrigidos out/1999).....	38
Tabela 2 - Propriedades da liga de titânio Ti-6Al-4V	41
Tabela 3 - Tabela de convergência da malha.....	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EUA	Estados Unidos da América
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
MEF	Método dos Elementos Finitos
MIT	(do inglês) Instituto de Tecnologia de Massachusetts
MMII	Membros Inferiores
MS	Ministério da Saúde
SMSA	Secretaria Municipal de Saúde
SUS	Sistema Único de Saúde

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Contextualização do tema	12
1.2 Caracterização da oportunidade	13
1.3 Objetivos	14
1.4 Justificativa	14
1.5 Apresentação dos capítulos	15
2 REFERENCIAL TEÓRICO	16
2.1 Biomecânica dos membros inferiores	16
2.2 Biomecânica da articulação do joelho	19
2.3 Evolução das próteses	23
2.4 Tipos de próteses	24
2.5 O joelho da prótese transfemoral	26
2.6 Análise via método dos elementos finitos	29
2.6.1 Tipos de análises	30
3 MATERIAIS E MÉTODOS	32
3.1 A prótese	32
3.2 Biomateriais	33
3.3 Mecanismos de quatro barras	34
3.4 Análise das forças	35
4. MÉTODO DOS EELEMENTOS FINITOS	37
4.1 Pré-processamento	37
4.2 Critério de falha	42
4.3 Resultados	43
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	52
5.1 Correlação com trabalho de Plaza	52
5.2 Considerações do estudo	54
5.3 Possíveis desdobramentos	55
REFERÊNCIAS	56

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização do tema

Atualmente, conforme explica Lopes (2019), o uso das tecnologias aplicadas à saúde assume caráter cada vez mais inovador e promissor. Para o autor, é perceptível o tanto que a tecnologia avança e de forma acelerada e não seria diferente para a área de bioengenharia. A união de engenharia com medicina já avançou muito e é uma das modernizações mais auspiciosas e é exatamente por isso que surge a necessidade de estudar, como engenheiras, a área da saúde, analisando, por exemplo, próteses e contribuindo para o avanço deste equipamento imprescindível na vida de muitas pessoas, como será feito neste trabalho.

Além disso, a amputação, que consiste na retirada de uma extremidade do corpo humano (SANTOS, 2010), está aumentando a cada ano: o Sistema Único de Saúde (SUS) relatou, em 2010, a realização de dezessete mil casos de cirurgia do tipo coxas e pernas. As principais causas deste procedimento, assim como argumenta Stoksa (2021), são doenças de vasos sanguíneos, câncer, lesão (acidentes) e deficiência congênita.

Pode-se dizer, portanto, que o mercado de próteses tem a perspectiva de aumentar, especialmente se tratando de membros inferiores (MMII). No ano 2000, estima-se que a incidência de deficientes no Brasil era de 14,5%; já em 2010 houve um aumento para 23,9%, conforme dados do IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística). Segundo dados do Ministério da Saúde (MS), em 2011 a amputação de MMII foi responsável por cerca de 94% de todas as amputações realizadas. A cada ano que passa, os dados do ministério mostram que a demanda de próteses cresce consideravelmente. Além do crescimento no número de pessoas amputadas, no primeiro semestre de 2020, houve um investimento de mais de R \$154,9 milhões na fabricação de 3.298.667 órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção pelo SUS.

Na engenharia, em particular na área de Cálculo Estrutural, é imprescindível que o engenheiro entenda a natureza física de qualquer fenômeno que se propõe a resolver, garantindo que a estrutura em análise não esteja sujeita a falhas sob as diversas condições de operação, os auxílios necessários para tal são normalmente obtidos em Resistência dos Materiais, que trata da resistência e rigidez das estruturas,

apoiando-se nos Teoremas da Mecânica Geral e, em particular, no estudo da Estática. Para o autor, esse caminho alternativo aos problemas analíticos clássicos é a forma que este trabalho irá se suceder: por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF).

Conforme Azevedo (2003), o MEF tem como proposta determinação do estado de tensão e de deformação de uma geometria arbitrária. A origem do desenvolvimento deste recurso ocorreu no final do século XVIII, porém apenas com o avanço tecnológico, através do surgimento dos computadores, foi possível a viabilização e difusão do método. Para o autor, isso fez com que os estudos se ampliassem e o MEF, com uma grande aplicabilidade e eficiência, pudesse ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas, tornando-se de suma importância o conhecimento da técnica, para que sua utilização possa proporcionar benefícios científicos a diversos e importantes setores da humanidade.

1.2 Caracterização da oportunidade

Ao abordar o tema tecnologia para prótese, não é útil falar sobre sua relevância ou complexidade, uma vez que seu significado ultrapassa os limites técnicos e envolve aspectos econômicos, tecnológicos e sociais.

Por causa disso, a partir de pesquisas descritivas e exploratórias e análises com a ajuda de *softwares*, o tema será explorado com foco nas próteses transfemorais cotidianas. Conforme será possível observar na revisão da literatura, o progresso neste campo precisa de mais pesquisa e de desenvolvimento e existe uma gama de possibilidades a serem exploradas atualmente. Além disso, embora existam próteses de boa qualidade no mercado e que essas atendam a uma parcela das pessoas, elas são importadas e caras, o que acaba limitando seu uso.

A partir de todas as informações discutidas anteriormente, percebe-se que é uma área carente de propostas que se encaixem no cenário brasileiro. Isso também pode ser observado a partir de uma reportagem do jornal O tempo (2019), em que mostra que a fila de espera para receber uma prótese pelo SUS, só em Minas Gerais, é composta de 1500 pessoas e o tempo médio de espera para o recebimento é de, aproximadamente, seis meses. Além da espera, a matéria apresenta outro agravante que acaba decepcionando os que já conseguiram o produto: baixa qualidade. Ainda

no jornal, há relato de pacientes cuja prótese era extremamente pesada e desconfortável, dificultando e até impossibilitando seu uso. De acordo com o gerente da Rede Complementar da Secretaria Municipal de Saúde (SMSA), as peças oferecidas pela instituição realmente não têm tecnologia de ponta, mas são acima da média do mercado (O TEMPO, 2019).

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo geral

Este trabalho tem como objetivo principal simular o mecanismo do joelho de uma prótese transfemoral por meio da análise de tensões pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), com o intuito de avaliar a utilização do usuário, bem como ampliar o conhecimento das autoras deste projeto na área de biomecânica.

1.3.2 Objetivos específicos

Visando cumprir o objetivo geral, foram estabelecidos alguns objetivos específicos:

- Compreender o funcionamento dos membros inferiores;
- Analisar o desempenho das próteses transfemorais;
- Estruturar o conhecimento adquirido através de uma revisão bibliográfica detalhada;
- Aplicar os conhecimentos técnicos e teóricos adquiridos durante o curso de Engenharia Mecânica para aplicar os esforços necessários no joelho da prótese a ser analisada;
- Simular via *software Abaqus* as tensões de Von Mises;
- Analisar os dados obtidos;
- Comparar com o estudo já existente, feito na confecção da prótese;

1.4 Justificativa

Os variados tipos de próteses humanas podem ser estudados em várias áreas do conhecimento, como na educação física, sociologia, projetos e engenharias. Além disso, por se tratar de um tema complexo, pode ser analisado sob diversos aspectos:

sociais, econômicos, estéticos, ergonômicos, entre outros. A engenharia possui, em sua essência, uma característica inovadora e científica, que busca além do desenvolvimento tecnológico o desenvolvimento humano (SILVA JUNIOR, 2010), o que torna significativa a pesquisa nessa área.

Para isso, este projeto tem como foco a análise de um modelo de prótese já existente, pego gratuitamente do site GRABCAD, e uma possível melhoria a partir das teorias mecânicas e análises de tensões. Como foi observado anteriormente, a engenharia pode auxiliar para a melhor fabricação de próteses. Por causa disso, e por se tratar de um estudo da ergonomia na prática das atividades cotidianas, o tema foi escolhido para receber maior atenção e ser devidamente explorado.

1.5 Apresentação dos capítulos

Para melhor entendimento deste trabalho, os capítulos foram ordenados da seguinte forma: (1) esta introdução, que trouxe a contextualização e a caracterização do tema, os objetivos de pesquisa e as justificativas que tornam este estudo relevante; (2) as referências teóricas, contendo:

- a biomecânica do joelho, sua estrutura, movimentos e ângulos e a marcha humana, com a explicação cada detalhe da passada;
- a evolução das próteses e os tipos existentes no mercado;
- a análise das forças que agem no joelho;

(3) a metodologia de pesquisa, explicando como é feita a análise pelo Método de Elementos Finitos, o funcionamento do material que utilizado (o modelo 3D da prótese) e as forças que foram examinadas na simulação; (4) a apresentação dos resultados do estudo e, por fim, (5) as considerações finais deste trabalho, com discussão com o referencial teórico, considerações sobre o estudo e sugestões para futuras pesquisas.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Biomecânica dos membros inferiores

Há uma necessidade de começar a entender como os membros inferiores funcionam, suas necessidades, demandas e limitações. Este estudo se dá pela biomecânica que, por definição, é a aplicação dos princípios da mecânica em organismos vivos. Ou seja, o estudo físico sob análise das ações de forças, neste caso, dos membros inferiores do corpo humano. Tais forças podem ser: (1) estáticas: sistema com ausência de movimento ou em aceleração constante; (2) dinâmicas: contendo movimento causado por uma aceleração (RODRIGUES NETO, 2018).

De acordo com a Secretaria da Educação do Estado do Ceará, 2010, e ilustrado na figura 1, os membros inferiores têm como funções básicas a sustentação e locomoção de todo o corpo humano. Por isso eles desempenham diversos movimento, sendo os principais:

Flexão: em que dois segmentos se aproximam um do outro, causando uma diminuição do ângulo da articulação. Por exemplo: com a flexão do joelho, a posterior de coxa e a panturrilha se aproximam, movimento típico de agachamento;

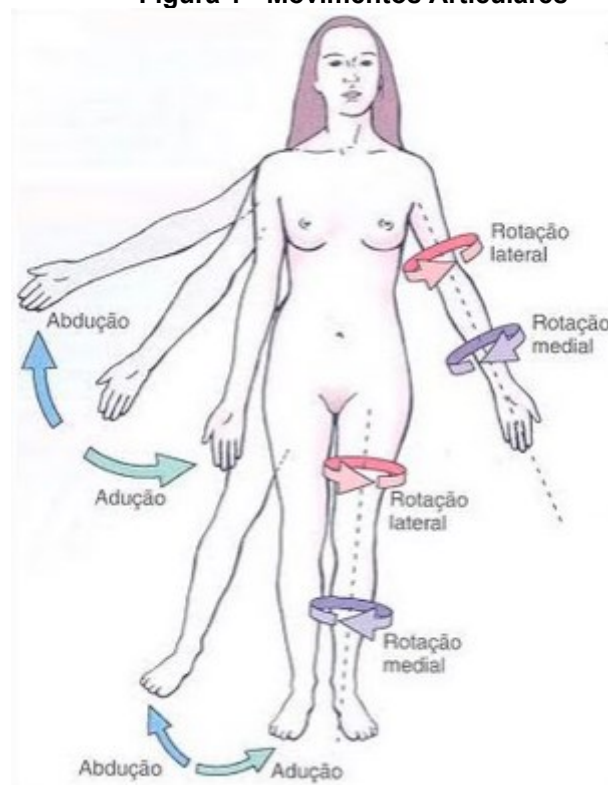
Extensão: Ao contrário da flexão, na extensão os segmentos se afastam, aumentando o ângulo da articulação, trazendo o corpo para a posição anatômica. Ao se levantar de uma cadeira, há uma extensão no joelho afastando a posterior de coxa e a panturrilha;

Abdução: É quando o membro se afasta da linha média corporal. Por exemplo, quando uma coxa se afasta da outra.

Adução: É ao contrário da abdução, quando a coxa volta para a posição inicial, se aproximando da outra coxa.

Rotações (interna e externa): A rotação é o movimento do membro em torno do seu eixo longitudinal, podendo ser interna ou externa. A rotação interna (ou medial) é a rotação transversal onde o membro se mexe para a parte central, em direção à linha média do corpo. Já a rotação externa (ou lateral) é ao contrário, distanciando o membro da linha média corporal.

Figura 1 - Movimentos Articulares



Fonte: Estado do Ceará, 2010

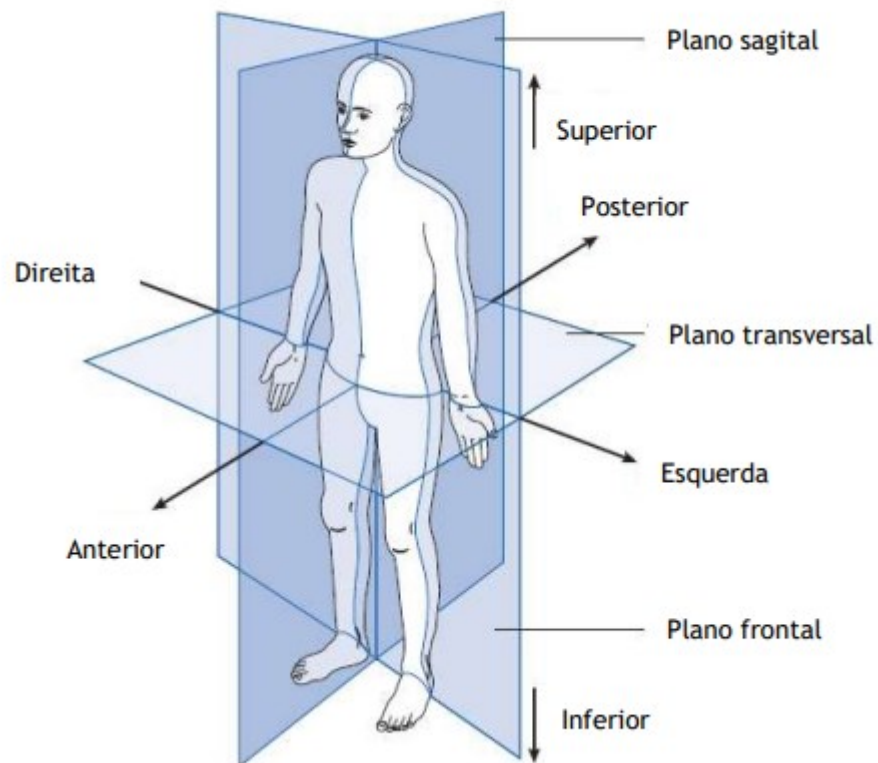
Estes movimentos são representados a partir de uma referência que são os planos e eixos de movimento.

2.1.1 Planos corporais de referência

Os planos corporais de referência são três faixas que dividem o corpo, sendo eles perpendiculares entre si, conforme é mostrado na figura 2.

O plano frontal (ou coronal) passa através do corpo de lado a lado, dividindo-o em frente e costa, ou dianteira e traseira. Os movimentos que ocorrem neste plano são abdução e adução. O plano sagital passa através do corpo da frente para trás e o divide em direita e esquerda. Os movimentos que ocorrem neste plano são flexão e extensão. O plano transversal (ou horizontal) passa horizontalmente pelo corpo e o divide em parte superior e inferior. Neste plano, ocorre a rotação (ESTADO DO CEARÁ, 2010).

Figura 2 - Posição anatômica com a representação dos três planos de referência e as direções fundamentais



Fonte: Domingues, 2016

O plano cardinal é referente a todo e qualquer plano que passa pela linha média do corpo, isto é, seja o plano frontal ou o plano sagital ou o plano horizontal, divide o corpo em partes iguais, está se referindo ao plano cardinal. Com isso, pode-se encontrar o centro de gravidade corporal, pois é exatamente onde os três planos cardinais se encontram (Secretaria da Educação do Estado do Ceará, 2010).

2.1.2 Marcha humana

A marcha humana é considerada o conjunto de movimentos rítmicos e alternados do tronco e extremidades do corpo humano que resultam na sua locomoção (SILVA JUNIOR, 2010). Sua principal função é promover a transferência do corpo de modo suave e eficiente através do espaço. Esta forma de transferência consiste no avanço alternado de um membro inferior, enquanto o outro atua no suporte de peso corpóreo (SUTHERLAND, 1992).

Um ciclo da marcha corresponde ao passo, cuja sequência é, primeiramente, o momento em que um pé entra em contato com o solo até o qual ele retoma o contato

com o solo após dar o passo. Tal ciclo se divide em duas fases principais, as quais são chamadas de apoio e de balanço.

A primeira, que representa aproximadamente 60% da duração do ciclo, é o intervalo durante o qual o pé está em contato com a superfície. Ele pode ser subdividido em três outras fases: duplo apoio inicial, em que ambos os pés estão em contato com o solo, e o outro pé vai iniciar o passo; apoio simples, em que somente um dos pés está em contato com o solo, enquanto o outro dá um passo; e duplo apoio final, em que os dois pés estão em contato com o solo novamente, após o outro pé ter dado um passo (SILVA, 2007). A segunda é a qual o pé não está em contato com o solo.

Os fenômenos que compõem o ciclo da marcha são: contato inicial, aceitação da carga, suporte médio, suporte final, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio, balanço final. Para cada um, o corpo humano processa ações e utiliza grupos musculares específicos, os quais serão descritos a seguir.

No contato inicial, os grupos musculares ativos são os extensores do quadril, os dorsiflexores do tornozelo e os flexores do joelho. Na aceitação da carga são usados os extensores do joelho, abdutores do quadril e os flexores plantares do tornozelo, os quais são usados também nas fases seguintes, chamadas de suporte médio e suporte final. Na fase de pré-balanço são usados os flexores do quadril para preparar o balanço. No balanço inicial são usados os flexores do quadril e os dorsiflexores do tornozelo, os quais serão necessitados também no balanço médio. Por último, no balanço final, cujo objetivo é desacelerar a canela e a perna e posicionar o pé, preparando-o para o contato, os grupos usados são os flexores do joelho, extensores do quadril, dorsiflexores do tornozelo e os extensores do joelho.

2.2 Biomecânica da articulação do joelho

Como o tema deste trabalho é o joelho de uma prótese, é importante analisar a biomecânica de um joelho natural, visto que a prótese precisa, no mínimo, fazer a mesma função e, se possível, chegar o mais perto da realidade. Todavia, se tratando de um trabalho do curso de Engenharia Mecânica, este não será o foco.

2.2.1 Estrutura

Basicamente, como pode ser visto na figura 3, a articulação do joelho é formada por três ossos: fêmur, tíbia e patela (ou rótula); que formam duas articulações: a petelofemoral e a tibiofemoral. Todas as estruturas são revestidas por uma fina membrana e líquido sinovial que lubrifica a articulação e reduzem o atrito (NETTER, 2008; COMPLETO, *et al.*, 2011).



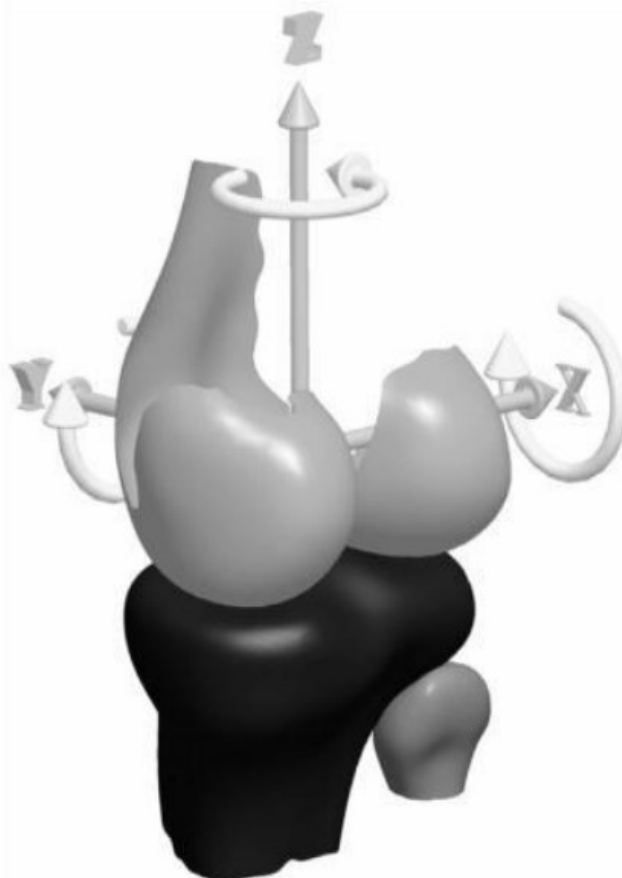
Fonte: NETTER (2008)

A articulação do joelho é a mais exposta a cargas e a mais exigida biomecanicamente (será comentado melhor no capítulo de forças), tornando-a a mais vulnerável. Além disso, é a maior e, estruturalmente, a mais complexa do corpo humano, permitindo uma variedade de movimentos complexos (FERNANDES, 2016) que serão detalhados a seguir.

2.2.2 Movimentos e ângulos articulares

Cinematicamente, o joelho é um sistema articulado com seis graus de liberdade, permitindo movimentos combinados e independentes de rotação e translação. O movimento flexão/extensão é o principal, em que acontece a rotação em torno do eixo X, no plano sagital. Os demais graus de liberdade são: translações superior/inferior ao longo do eixo Z; translação medial e lateral ao longo do eixo Y; rotação interna/externa em torno do eixo Z; e, abdução/adução, rotação em torno do eixo Y, conforme pode ser visto na figura 4 (TRILHA JUNIOR et al, 2009).

Figura 4 - Eixos de movimentação do joelho, graus de liberdade



Fonte: TRILHA JUNIOR et al, 2009

Em relação aos ângulos dos movimentos do joelho, tem-se a amplitude da flexão completa podendo variar de 130 a 150°, enquanto a extensão é entorno de 0 a 5°. Já a rotação axial com o joelho flexionado é por volta de 40 a 45°, tendo a rotação lateral o dobro da rotação medial. Na extensão de joelho, a rotação é nula, bloqueada pelos ligamentos e congruência articular e, além de 90° de flexão, o movimento é limitado pelos tecidos moles esticados ao redor da articulação. (SILVA, 2015).

Contudo, até 45° de rotação lateral e 30° de rotação medial são possíveis quando o joelho está fletido até 90°. Essas ações simultâneas são importantes no movimento normal do joelho.

Nesta articulação, desenvolvem-se forças e momentos de elevada magnitude, devido ao comprimento dos dois ossos que ali se unem (tíbia e fêmur), fazendo com que seja uma articulação propícia a lesões graves, sendo essas estruturas estabilizadoras mais frequentemente lesionadas.

2.2.3 Funcionalidade

Funcionalmente, várias atividades biomecânicas são expressas na marcha e corrida e é mencionada a incumbência das principais estruturas.

A mobilidade é fornecida pelas estruturas ósseas e a estabilidade é fornecida pelos ligamentos, músculos, cartilagem e meniscos. A tíbia tem como responsabilidade a transferência de peso do joelho para o tornozelo. A patela apresenta uma camada de 5 mm de cartilagem articular que se articula com o sulco intercondilar do fêmur, ajudando a dissipar grandes forças de compressão (SILVA, 2015). Já o fêmur é o maior osso do corpo humano e tem como função a sustentação do esqueleto humano.

Os meniscos, além de estabilizar, também amortecem os impactos, fazendo com que a força exercida pelo corpo não se concentre num único ponto na extremidade proximal da tíbia (FERNANDES, 2016).

Os meniscos são estruturas fibrocartilaginosas em formato de meia. Estão localizados na região tibiofemoral e ajudam a reduzir o estresse, estabilizar a articulação e nutrir a cartilagem (SILVA, 2015).

De fato, o joelho é responsável por inúmeras funções na mobilidade humana, como pode ser visto. Em resumo, sustenta o peso corporal, participa do agachamento e levantamento do corpo, na transferência de cargas, no equilíbrio do esqueleto humano e rotação do corpo sobre pé fixo.

2.3 Evolução das próteses

As primeiras próteses, que foram produzidas nos períodos após as grandes guerras, eram feitas a partir de combinações entre diferentes materiais, como madeira e couro, com um formato cônico. Dessa maneira, o peso do amputado durante a fase de apoio da marcha era todo transferido para a coxa e, por conta disso, os usuários acabavam desenvolvendo dores e até problemas de pele.

A partir dos anos 1980 foi desenvolvido um encaixe de contenção isquiática, que permitiu mais conforto por meio de um contato total. Para tentar conter alguns problemas da madeira, como seu peso e dificuldade de manipulação e do couro, como dificuldade de mantê-lo limpo e problemas de transpiração, o uso de resinas termofixas começou a ser amplamente usado. Assim, os encaixes passaram a ser confeccionados desse material e de plásticos termoformados e polipropilenos, os módulos passaram a ser em aço ou alumínio e as conexões em titânio (MOONEY, 1972 *apud* BOWKER; MICHAEL, 2002).

A partir de 1950 foi desenvolvido um sistema hidráulico capaz de travar o joelho no contato, o que proporcionou movimentos coordenados entre o joelho e o tornozelo durante a fase de balanço e, posteriormente, na fase de apoio. Para tentar conter os custos elevados do joelho hidráulico, a Universidade da Califórnia criou um sistema de controle pneumático do joelho, mantendo características semelhantes (WILSON, 1968 *apud* BOWKER; MICHAEL, 2002).

Os joelhos microprocessados foram inventados nos anos 1970 no MIT (Instituto de Tecnologia de Massachusetts). A partir da inteligência computacional, o controle do torque de resistência ou amortecimento sobre a articulação do joelho é feito, o que oferece diversas vantagens em relação aos joelhos mecânicos (passivos) (POPOVIC, 2000). Também vale ressaltar que, nesse passado recente, as próteses tinham como objetivo imitar esteticamente o membro perdido. Felizmente hoje em dia não há mais a necessidade de se imitar o membro perdido (figura 5), uma vez que elas assumiram sua função: recuperar a função do membro lesado com o maior conforto possível.

Figura 5 - Prótese convencional antiga e prótese modular



Fonte: ROCHA (2010)

2.4 Tipos de próteses

Nessa parte do trabalho serão apresentadas as tecnologias destinadas ao deficiente físico, através das próteses, tanto as usadas no cotidiano quanto as de alta performance, potencializadas para uso nos esportes.

O termo prótese tem origem grega e é usado para definir substitutos artificiais de membros do corpo humano que tenham sido perdidos acidentalmente ou intencionalmente (REZENDE, 1996).

Há de se considerar que as próteses são individuais, ou seja, são especialmente configuradas para cada pessoa. E o que as difere são os procedimentos usados para sua construção, que pode ser personalizada e estereotipada. A primeira é moldada na cirurgia por médicos e a segunda é feita pelo computador baseado em revista eletrônica de ciências (2021).

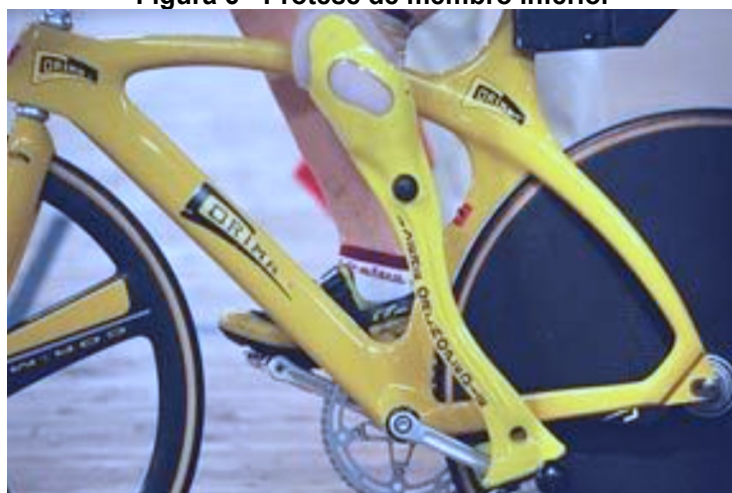
A evolução das próteses, segundo TAKATA (2005), vem sendo cada vez maior desde os anos 1950, quando John Charnley, cirurgião inglês, escreveu um livro em uma abordagem não cirúrgica das fraturas. A partir disso e de pesquisas com novos materiais (mais leves, menos desgastantes) as próteses se desenvolveram e passaram a oferecer maior biocompatibilidade, assim provocando menos efeitos colaterais e mais conforto.

Dentre os materiais mais usados hoje, encontra-se a resina acrílica, que oferece grandes desvantagens como a necessidade de uso de acessórios de fixação. Já para uso facial, o titânio passou a ser usado para a construção de próteses de

maxilar, nasais e auriculares, uma vez que oferece resultados estéticos e funcionais satisfatórios. Por ser muito cara, esse material tem sido substituído pelo silicone, cujos resultados se mostram satisfatórios também principalmente em relação a estética revista eletrônica de ciências (2021).

Hoje existem cerca de 70 empresas biomédicas no mundo destinadas ao desenvolvimento de próteses com materiais eficazes e de alto custo. Uma delas é o grupo alemão Otto Bock HealthCare, líder mundial que, em 2003, credencia a fábrica APR (associação paranaense de reabilitação) para usar sua tecnologia em seus produtos. Além disso, outras empresas notáveis são as americanas Ossur, Flex-Foot e NovaCare.

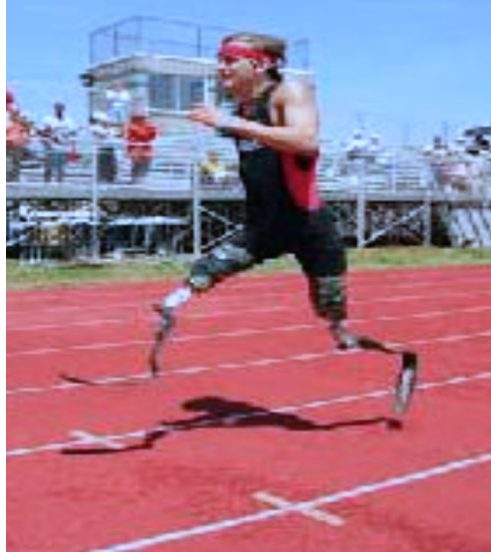
Figura 6 - Prótese de membro inferior



Fonte: Blog “A Crítica”

A empresa Ossur ficou conhecida através de Pauê, triatleta que teve suas pernas amputadas em um acidente com trem. Graças a sua ótima performance nos EUA (Estados Unidos da América), a empresa passou a patrociná-lo com suas próteses modelo Sprint Flex Run em forma de C. Feitas de carbono, elas são mais leves e impulsionam o corpo do atleta para frente, o que aumenta seu desempenho. Já o grupo alemão é patrocinador do atleta Cameron Clapp, biamputado das pernas e de um braço. Sua prótese, modelo C-Leg, possui tecnologia hidráulica, acionada a partir de sensores que capturam o momento em que o pé toca o chão. Dessa maneira, o passo se torna similar ao de uma perna natural (www.centromarianweiss.com.br, acessado em 07/11/21).

Figura 7 - Cameron Clapp e sua prótese marca OttoBock HealthCare

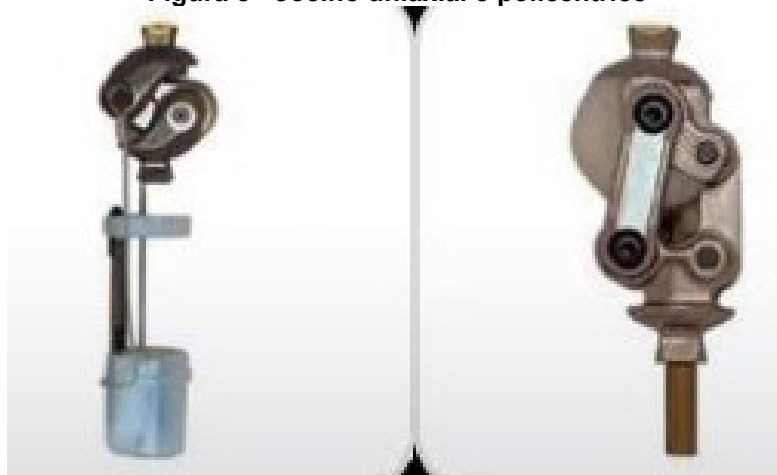


Fonte: BLOG "A Crítica"

2.5 O joelho da prótese transfemoral

A responsabilidade de um joelho protético é realizar o controle da prótese transfemoral durante o repouso, dando estabilidade, e a mobilidade durante a fase de balanço da marcha. A diferença dos vários modelos de joelhos protéticos está na modernização envolvida em cada um deles, podendo ser divididos em alguns grupos quanto a sua tecnologia e combinados entre si.

Os joelhos protéticos estão divididos em dois grandes grupos, de acordo com seu mecanismo de ação: mecanismo monocêntrico e mecanismo policêntrico (GOMEZ, 2013). Os joelhos policêntricos possuem vários eixos de rotação. Estas próteses são cineticamente bloqueadas durante o médio apoio para proporcionar estabilidade. O joelho mecânico monocêntrico possui apenas um eixo de rotação (DE LIMA, 2016). Os uniaxiais são mais simples e baratos, enquanto os policêntricos conseguem simular melhor um joelho natural e apresentam vantagens como a diminuição do seu comprimento no início do passo, evitando tropeços (RODRIGUES NETO, 2018).

Figura 8 - Joelho uniaxial e policêntrico

Fonte: RODRIGUES NETO (2018)

Outra classificação, agora mais moderna, é sobre joelhos puramente mecânicos e joelhos microprocessados. Joelhos mecânicos possuem trava manual, com autobloqueio na fase de apoio, sendo a carga imposta pelo paciente no contato inicial com o solo, um ativador. As fases de apoio e balanço podem ser ajustadas separadamente através da força auxiliar de extensão, fricção e ação de bloqueio que depende da carga que lhe é submetida pelo usuário (DE LIMA, 2016). Estes joelhos são feitos para realizar apenas a marcha e não conseguem reagir diferente caso um obstáculo esteja no caminho, por exemplo. Os movimentos são cíclicos e sem controle, mas mantendo as condições para as quais ele foi projetado, ele cumpre muito bem sua função. Já o joelho microprocessado (ou eletrônico) é mais tecnológico, recebendo aspectos da circunstância que se encontra, por meio eletrônico, podendo incluir (mas não somente) a posição dos conjuntos no espaço, direção do movimento e força de reação do solo. Além disso, este é capaz de reconhecer e se adaptar a diversas situações e terrenos, e isso se deve através de informações detectadas por um computador embarcado (microcontrolador) que contém um algoritmo e altera a resistência ou a assistência do joelho, identificando as necessidades específicas do utilizador (GARY, 2013). Os joelhos microprocessados são equipados com um sensor que capta quando o joelho está em extensão completa e ajusta automaticamente a fase de balanço, permitindo um padrão de marcha mais natural, controlado, com velocidades variadas e podendo reconhecer um tropeço e evitar a queda, tudo isso com um menor gasto energético em relação ao joelho puramente mecânico (GOLDFARB, 2013).

Figura 9 - Joelhos microprocessados: C-leg da Ottobock, Rheo Knee da Ossur e Plié 3 da Freedom Innovations



Fonte: NETO (2018)

Por fim, a última classificação importante para entender o funcionamento dos joelhos é em passivos, semiativos ou ativos, dependendo de como eles atuam durante a marcha. A ação muscular fornece energia para um joelho de duas maneiras: força ativa aplicada pela contração e rigidez variável. Nos joelhos protéticos passivos apenas a segunda característica está presente, não havendo controle automatizado sobre a rigidez, ou seja, é necessário ser feito manualmente por não serem microprocessados. Nos joelhos com mecanismos semiativos há um microcontrolador com base passiva mudando a resistência do joelho (amortecimento ou rigidez) com base na informação sensorial, isto faz com que o gasto energético dos usuários diminua consideravelmente, todavia o movimento do joelho se mantém passivo. Os joelhos ativos são hidráulicos ou pneumáticos e utilizam a força de fluídos, que proporcionam resistência variável que atuam fazendo o movimento de flexão e extensão do joelho, possibilitando ao amputado diferentes velocidades da marcha. Joelhos hidráulicos são mais eficientes que os pneumáticos, no entanto, os pneumáticos são mais leves e mais baratos (DE LIMA, 2016; RODRIGUES NETO, 2018).

A escolha de um tipo de joelho depende muito das características do amputado, como peso, grau de atividade, idade e condições financeiras. Como dito anteriormente neste artigo, o SUS no Brasil oferece próteses gratuitas, entretanto apenas as com joelhos exclusivamente passivos geriátricos, mecânicos monocêntricos com autobloqueio e mecânicos policêntricos.

2.6 Análise via método dos elementos finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é de grande importância para a solução numérica de problemas com geometria complexa, usando valor de contorno. O método é baseado na discretização, ou seja, na subdivisão de um grande domínio em pequenos elementos (subdomínios) de dimensões finitas e todos juntos formam uma malha computacional igual ao domínio original. Cada elemento finito consiste em "pontos nodais" (ou meramente "nós"), que formam formas simples, como triângulos e quadriláteros (em problemas 2D), bem como tetraédricos, hexaédricos e prismas (em problemas 3D). O tamanho dos elementos finitos é geralmente pequeno e geralmente deve se tornar relativamente menor perto da posição das cargas externas, perto dos apoios, bem como nos locais onde a geometria ao longo do limite muda rapidamente. Em outras palavras, o tamanho dos elementos deve ser, comparativamente, pequeno em locais de concentração de tensões (PROVATIDIS, 2019).

A característica principal desse procedimento consiste em utilizar aproximações locais nos subdomínios, nos quais o domínio original foi dividido, em vez de utilizar aproximações de caráter global. Para a obtenção de respostas cada vez melhores, aumenta-se o número de subdomínios, mantendo-se o comportamento local já adotado em cada subdomínio, no lugar de se adotar funções de ordem maior na aproximação de caráter global. Os subdomínios são denominados elementos finitos.

Os elementos finitos são definidos por sua forma geométrica, pelas funções de aproximação adotadas e pelos tipos de problemas para os quais foram desenvolvidos. Cada elemento possui um número determinado de pontos nodais, ou nós, que podem ser internos ou externos. Os nós externos fazem a conexão com os elementos vizinhos.

Após a definição da malha de elementos finitos e do tipo de elemento (linear, triangular, quadrático, entre outros), as matrizes características correspondentes a cada elemento podem ser formadas e, em seguida, agrupadas, formando o sistema global de equações. A solução deste sistema fornece os valores das incógnitas nos pontos nodais. Através do comportamento aproximado local, as incógnitas do

problema, em qualquer ponto do elemento, são calculadas em função dos valores nodais das mesmas incógnitas nos pontos nodais já conhecidos, isto é, as aproximações locais são funções de interpolação, por meio dos quais os valores das incógnitas em qualquer ponto pertencente ao elemento finito são calculados em função dos valores nodais (ALVES FILHO, 2012).

2.6.1 Tipos de análises

Quando se refere a análise de um problema estrutural, conforme explica Kirkwood (2007), é necessário levantar algumas questões como a classificação quanto à geometria, modelo do material constituinte e ações aplicadas. A maneira como o MEF é formulado e aplicado depende, em parte, das simplificações de cada tipo de problema. Alguns aspectos importantes para se considerar na fase que antecede a análise de uma estrutura são discutidos nas seções a seguir.

2.6.1.1 Análise dinâmica ou estática

As ações sobre as estruturas são, em geral, dinâmicas, devendo ser consideradas as forças de inércia associadas às acelerações a que o corpo fica sujeito (Kirkwood *et al.*, 2007). Por isso, seria condizente esperar, conforme a autora, que a análise de uma estrutura teria de levar, obrigatoriamente, em consideração os efeitos dinâmicos. Contudo, em muitas situações, é razoável considerar que as ações são aplicadas de um modo suficientemente lento, tornando desprezáveis as forças de inércia. Nestes casos a análise designa-se estática. Neste trabalho foi considerada a análise estática, com o joelho estendido considerando a pessoa em pé e na posição que o joelho protético é mais exigido fisicamente, ou seja, com o ângulo de 60° no plano sagital, como será mostrado posteriormente. Além disso, também foi feita uma simulação dinâmica considerando a velocidade de caminhada a 5km/h (mesma consideração usada no trabalho de Plaza, explicado posteriormente).

2.6.1.2 Análise linear ou não linear

Usualmente, análises lineares são representações simplificadas de modelos físicos reais, enquanto as análises não lineares englobam todos os efeitos envolvidos de maneira mais representativa do fenômeno. Na análise de uma estrutura sólida, conforme explicam os autores, é habitual considerar que os deslocamentos

provocados pelas forças exteriores são muito pequenos quando comparados com as dimensões dos componentes da estrutura. Nestas circunstâncias, admite-se que não existe influência da modificação da geometria da estrutura na distribuição dos esforços e das tensões (DI NISIO; FERRE, 2018). Por causa disso, todo o estudo é feito com base na geometria inicial indeformada. Se isso não for considerado, a análise é denominada de não linear geométrica.

É também frequente considerar que, no nível do material que constitui a estrutura, a relação entre tensões e deformações é linear. Nos casos em que esta simplificação não é considerada, é necessário recorrer a algoritmos específicos de análise não linear do material, o que não é o caso deste trabalho. Se ocorrem deformações localizadas ou generalizadas acima do limite de escoamento do material, o módulo de elasticidade (inclinação da curva tensão x deformação) se modifica de acordo com estágio no qual o carregamento se encontra, como explica Alves Filho (2012).

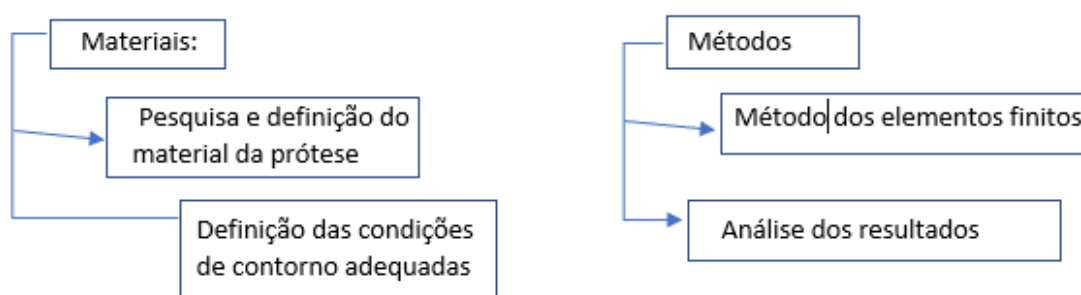
2.6.1.3 Tipo de estrutura

As estruturas podem ser classificadas quanto a sua geometria como reticuladas, laminares ou sólidas (AZEVEDO, 2003). Para o autor, estas últimas são as mais genéricas, sendo classificadas como sólidas as que não apresentarem características que as permitam enquadrar no grupo das laminares ou das reticuladas. Azevedo também explica que as estruturas laminares são as que se desenvolvem para ambos os lados de uma superfície média, mantendo-se na sua vizinhança. Por último, as estruturas reticuladas são as constituídas por barras prismáticas, cujas dimensões transversais são muito menores do que o comprimento do respectivo eixo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento do trabalho foi dividido em duas etapas principais, com o detalhamento de cada um apresentado a seguir. Uma pesquisa teórica foi feita para decidir qual o material mais adequado para o trabalho. Após isso, as condições de contorno (sob as quais o protótipo vai atuar) foram definidas. Como método, ficou decidido usar a análise por elementos finitos, pois garante confiabilidade. Por último, uma análise desses resultados foi feita para garantir que ficaram dentro das expectativas e dos objetivos iniciais.

Fluxograma 1 - Desenvolvimento da seção 3

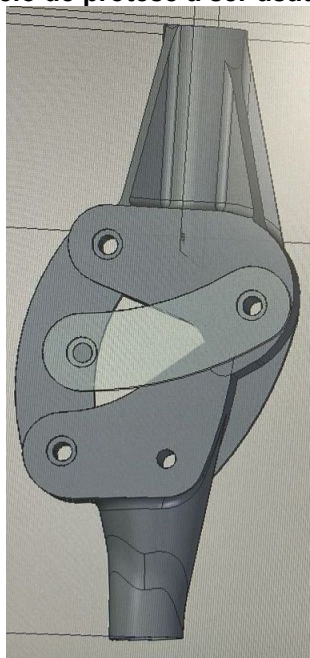


Fonte: Autoria própria (2022)

3.1 A prótese

O modelo de prótese a ser trabalhado nesta pesquisa é do tipo transfemoral, referente à amputação entre o quadril e o joelho, na coxa, conforme explicado anteriormente. Contudo, o foco deste projeto é o joelho desta prótese, ilustrado na figura 10 a seguir, ou seja, uma prótese mecânica, de um eixo, simples, sólida, de fabricação acessível e que não supera obstáculos (obstáculos físicos no chão, por exemplo). Por outro lado, ela é segura por ser resistente e estável. Além disso, o nível de impacto é considerado baixo, ou seja, recomendado apenas para atividades diárias como caminhadas suaves. Por fim, o modelo ainda conta com bloqueio do joelho no início do apoio; caso contrário, ele dobraria por ação do peso e o usuário cairia (PLAZA, 2018).

Figura 10 - Modelo de prótese a ser usado neste trabalho



Fonte: GrabCAD

3.2 Biomateriais

Os biomateriais para futuros implantes ortopédicos continuarão a evoluir com base em tendências fundamentais em saúde e ortopedia, especificamente. Essas tendências incluem redução de custos de implantes, mantendo a segurança do paciente e otimização cirúrgica, impulsionada pela robótica cirúrgica e centros cirúrgicos ambulatoriais MIHALKO (2020).

A redução de custos, mantendo ou melhorando os resultados dos pacientes, é uma megatendência na área de saúde mundial, especialmente em ortopedia, na qual a demanda por cirurgias de substituição total da articulação pode crescer, de acordo com Mihalko (2020). Ainda segundo o autor, como parte do esforço para reduzir custos, melhorar a eficiência e reduzir complicações, a robótica cirúrgica tornou-se cada vez mais difundida na ortopedia. Para o estudioso, em sua fase inicial de adoção, espera-se que a robótica cirúrgica permita o uso de biomateriais alternativos, favorecendo uma implantação mais precisa.

De acordo com pesquisas feitas por Filho (2009), vários revestimentos de carbono têm sido citados e testados por sua biocompatibilidade, resistência à corrosão e ataque ácido e propriedades mecânicas superiores. No entanto, sua baixa espessura, tensões residuais, instabilidade e adesão confiável de tais revestimentos

estão sendo um desafio. Ainda conforme o pesquisador, revestimentos modernos de titânio (TiN) têm sido usados clinicamente para fornecer uma barreira à difusão de íons metálicos, bem como resistir a arranhões e abrasão em sua superfície. Um problema importante com revestimentos de superfície é que eles podem ser suscetíveis a rachaduras, como um efeito casca de ovo, em que o revestimento é uma ordem de magnitude ou mais rígido do que o substrato subjacente.

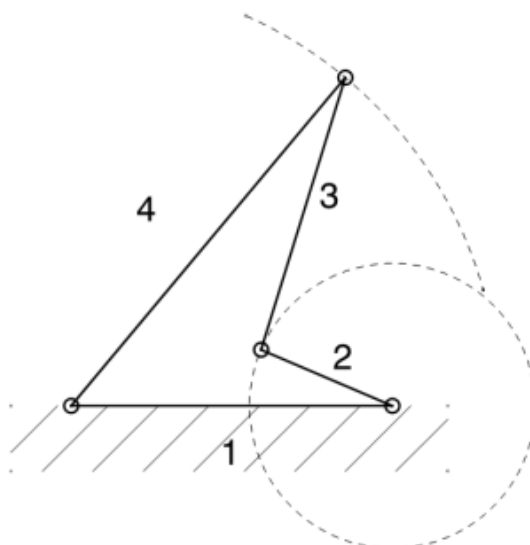
Filho (2009) ainda aborda o fato de o titânio ser classificado como um biomaterial, uma vez que apresenta grande compatibilidade com o organismo, alta resistência mecânica, boa flexibilidade e elevada resistência à corrosão. Por conta disso, pode-se deduzir que ganha vantagens sobre outros metais usados na produção de próteses, como o aço inoxidável. O titânio é considerado um material relativamente recente, embora descoberto há cerca de duzentos anos, sua aplicação industrial tornou-se viável apenas na metade do século passado (FILHO, 2009). Nos dias de hoje, Filho argumenta que o biomaterial tem um custo elevado se comparado com outros metais. Entretanto, mesmo com seu preço, as vantagens do titânio fizeram com que o material fosse escolhido para a simulação dos esforços e das tensões para o possível melhoramento da prótese original.

3.3 Mecanismos de quatro barras

Foram feitas diversas pesquisas teóricas para entender a anatomia e como o joelho é a movimentação de um joelho "normal", lembrando que ele tem somente um grau de liberdade (1GDL). Portanto, para sua movimentação existem dois ligamentos importantes, o Ligamento Cruzado Anterior, conhecido como LCA, e o Ligamento Cruzado Posterior, LCP,

Assim, considerando que os ligamentos dão essa movimentação ao joelho, foi necessário encontrar uma maneira fácil para simular seu funcionamento. Ou seja, para o mecanismo, consideramos a parte inferior como a tíbia, na região da canela, e a parte superior o fêmur, na região da coxa. O que se movimenta seria a posição dos ligamentos para cada grau de angulação no movimento de flexão da coxa, levando em consideração a limitação imposta no trabalho, que é 60 graus.

Figura 11 - Mecanismo de quatro barras que representa o funcionamento do joelho



Fonte: PLAZA, 2018

3.4 Análise das forças

As forças que agem no joelho dependem das forças externas que atuam no membro inferior e das forças internas, geradas pelas contrações musculares. Já as forças e momentos atuantes nas articulações do joelho são dependentes de alguns fatores, como peso, resistência dos tecidos moles, cargas externas, atividade física e estado da articulação. Entretanto, a distribuição dessas cargas no joelho não é simétrica, o que provoca um efeito de flexão sobre a tíbia. A carga no cômulo medial representa 60% da carga total e os 40% restantes são recebidos pelo cômulo lateral (COMPLETO, et al.,2006). Todavia, por causa dos estudos vistos na seção anterior, é possível considerar o joelho um mecanismo de quatro barras e, sendo assim, é usual considerar uma força de ação concentrada.

Durante o ciclo de marcha, na fase inicial de apoio, a força de reação no prato tibial é de, aproximadamente, duas vezes o peso corporal, descreve Morrison (1970). Em seguida, a força aumenta para duas a três vezes o peso do corpo. Já o pico de força acontece instantes antes de o pé levantar-se do chão. Esta varia, conforme explica o estudioso, entre duas a quatro vezes o peso do corpo e está associada à contração do músculo tibial posterior. Na fase final do ciclo de marcha, com o pé levantado, a força diminui para, aproximadamente, uma vez o peso do corpo.

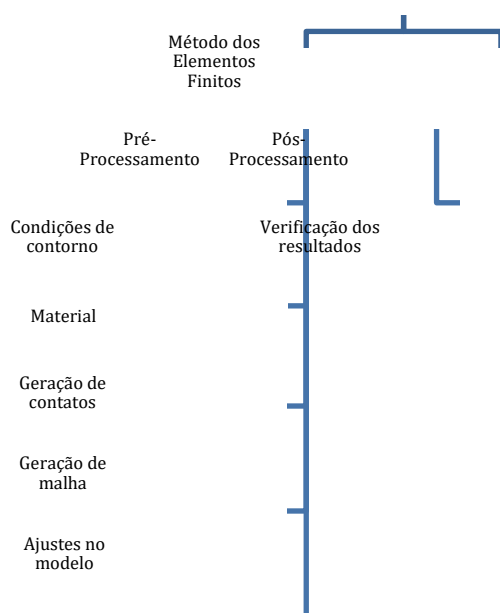
A articulação do joelho, além de transmitir cargas, também auxilia todo o corpo na conservação do equilíbrio e promove a amplificação das forças transmitidas à perna, assim como argumenta MORRISON (1970) Nesta articulação são desenvolvidos forças e momentos de grande intensidade, em consequência do comprimento dos dois ossos que se juntam (tíbia e fêmur), fazendo com que lesões graves sejam propícias a acontecer.

Para Completo (2006), o estudo de cargas na articulação durante as atividades cotidianas implica que a prótese resista a essas cargas e seja capaz de aproximar seu desempenho ao da articulação natural, contribuindo para reduzir a probabilidade de falência da prótese. O controle do movimento da articulação e a estabilidade são atingidos através de uma relação biomecânica entre as geometrias das superfícies substituídas e os outros ligamentos e músculos da articulação.

4. MÉTODO DOS EELEMENTOS FINITOS

A análise através do MEF foi executada pelo *software* comercial *Abaqus*, desenvolvido pela HKS Inc e comercializado pela SIMULIA, sendo o mesmo amplamente utilizado dentro da engenharia para análises do Método dos Elementos Finitos. Para um melhor entendimento do processo, a análise foi dividida em duas distintas etapas: pré-processamento e pós-processamento, como ilustrado no fluxograma a seguir:

Fluxograma 2 - Esquema de análise do MEF



Fonte: Autoria própria, 2022.

4.1 Pré-processamento

A etapa de pré-processamento consistiu na execução de todos os procedimentos necessários antes do início da execução do processamento do modelo numérico pelo software de MEF, conforme apresentado no fluxograma 1.

4.1.1 Condições de contorno

O levantamento das condições de contorno é essencial para que a simulação represente exatamente a realidade da prótese. Para essa definição, foi realizado um estudo do comportamento do joelho humano na marcha. Inicialmente, foi considerado o peso de uma pessoa de 70kg, pois no projeto da concepção desta prótese foi analisado o peso médio da população espanhola, como pode ser visto na tabela 1.

Tabela 1 - Peso médio a população espanhola (dez/1996 – corrigidos out/1999)

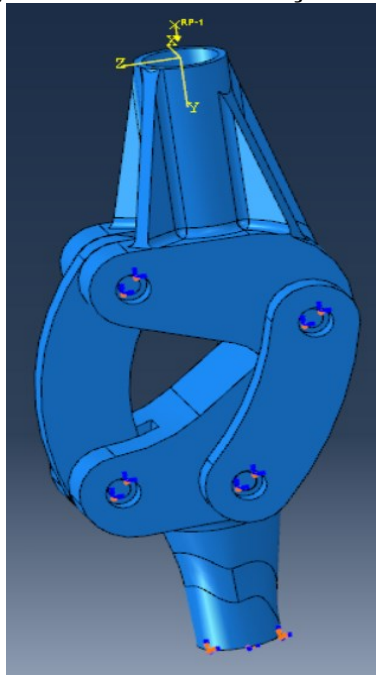
Núm. Referência ISO (7250:1996)	Designação	Tamanhos mais comuns	Média	Desvio	Erro
Medidas tomadas com o sujeito em pé (mm)					
1 (4.1.1)	Peso (kg)	1711	70,46	12,7	0,307

Fonte: Adaptado de Plaza, 2018

Foi observado que no Brasil, segundo IBGE (2010), a faixa etária que corresponde ao peso médio próximo ao apresentado no projeto feito por Plaza (2018), está entre 20 e 24 anos, sendo 69,4kg para homens. A partir disso, deduz-se que a prótese analisada pode ser utilizada de forma equivalente ao observado na Espanha, ou seja, é ideal para brasileiros de até 70kg.

Para definição da força utilizada, foi utilizada a definição de Kutzner (2010), que relata que para o maior esforço no joelho é usual considerar 346% o peso corporal, este momento de maior empenho acontece ao descer uma escada. Tendo em vista o peso corporal de 70kg e considerando casos mais extremos, o valor da força compressiva (no eixo y, na direção vertical para baixo, ilustrado pela imagem 13 utilizada em todas as análises foi de 2422N. A parte inferior da prótese, onde é ligada à tibia, foi engastada, pois este tipo de vínculo impede a translação e a rotação em qualquer direção, deixando o elemento mais preso possível.

Figura 12 - Força e contatos na simulação do joelho protético

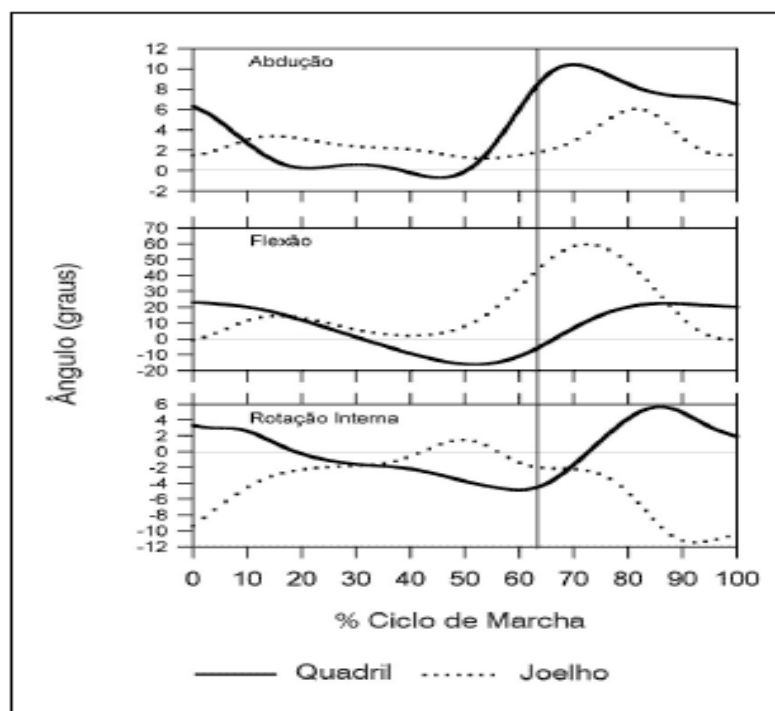


Fonte: Autoria própria, 2022

4.1.2 Situações de análise

O primeiro cenário analisado foi com o joelho estendido, reproduzindo uma pessoa em pé, ou seja, com um ângulo de 0° em relação ao plano sagital, onde ocorre a flexão do joelho. Já no segundo cenário, foi considerada a flexão máxima que o joelho reproduz em uma simples caminhada. Para Hebert et al. (2016), na fase final do balanço inicial, o movimento do joelho chega ao seu ápice e é considerado um ângulo de 60° de flexão em relação ao plano sagital. Esse evento tem início com o desprendimento do pé ao final da fase de apoio e dura até o joelho atingir seu pico de flexão, ocorrendo por volta de 73% do ciclo da marcha (HEBERT et al 2016). O gráfico abaixo exibe os ângulos do joelho e do quadril de acordo com a porcentagem da marcha realizada. Kirkwood et al. (2007) exemplificam esse tipo de movimento em um gráfico, apresentado na figura 13.

Figura 13 - Deslocamento angular (graus) das articulações do quadril e joelho durante a marcha



Fonte: KIRKWOOD, GOMES, SAMPAIO, CULHAM, COSTIGAN, 2007

A terceira e última situação analisada foi com a prótese em movimento, o que resultaria em uma simulação dinâmica. Para isso, foi considerado uma velocidade de 5km/h ou uma caminhada rápida, pensando no máximo esforço. Além disso, Plaza (2018), também utiliza essa velocidade em suas simulações.

4.1.3 Material

Considerando os fatores de biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta tenacidade e boa resistência ao desgaste discutidos anteriormente, a liga de titânio Ti-6Al-4V (6% de Alumínio e 4% de Vanádio) foi a escolhida para a análise e, posteriormente, comparação com o material utilizado por Teresa Plaza (2018).

Entre as principais características desse titânio estão sua leveza, sua cor característica branco-metálica, sua resistência à corrosão e sólido na temperatura ambiente (BAPTISTA, MORILLA, 2013), além de ter sido a principal liga utilizada para a confecção de próteses (CASAGRANDE, 2011). Sobre suas propriedades mecânicas, a tabela 2 apresenta os valores de módulo de elasticidade, tensão de escoamento, coeficiente de Poisson, entre outros parâmetros não analisados para este trabalho.

Tabela 2 - Propriedades da liga de titânio Ti-6Al-4V

Material		Densidade (mg/m ³)	Módulo de elasticidade		Tensão de escoamento (MPa)		Alongamento % em corpo de prova de 50mm	Coeficiente de Poisson	Coeficiente de expansão termica x10 ⁻⁶
			E (GPa)	Transversal G (GPa)	Tração	Compressão			
Ligas de Titânio	Ti- 6Al- 4V	4,43	120	44	924	924	16	0,36	9,4

Fonte: Adaptado de Hibbeler, 2004

4.1.4 Geração de contatos

O processo de geração de contatos consistiu em adicionar ao modelo numérico todos os contatos existentes entre as peças na montagem utilizando-se ambiente *Model Database* do *software Abaqus*. Para a realização dos contatos entre todos os componentes foram utilizados contatos do tipo superfície-superfície na região da parede do parafuso com a parede do furo na peça para a representação do modelo. A justificativa para este tipo de contato se deve ao fato de que a peça precisa estar livre para rotacionar em relação ao parafuso, mantendo o contato entre eles, como explica Plaza (2018). Além disso, foi ponderada a propriedade tangencial, estimando um coeficiente de atrito no valor de 0,33, que foi julgado como ideal para este caso por conta do tamanho das peças do protótipo.

O processo de geração de contatos exigiu enorme cautela, pois a falta de representação de um contato interfere de forma negativa no processo de análise pelo MEF, e este foi um grande desafio encontrado.

4.1.5 Geração de malha

Como observado anteriormente, considerado pela literatura o processo mais importante do MEF, a geração da malha foi executada no *Mesh* no ambiente *Model Database* do *software Abaqus*, considerando o baixo nível de complexidade das peças analisadas. Para que pudesse chegar a um resultado mais próximo da realidade, foi preciso refinar a malha e, para isso, o primeiro passo foi fazer o uso de um dos métodos disponíveis pelo *software*, pois assim há a garantia de que a malha terá apenas uma forma geométrica. Para esse trabalho, o escolhido foi o método

tetraédrico, visto que as peças que compõem a prótese são de baixa complexidade e este método não exige um trabalho computacional elevado.

4.1.6 Ajustes no modelo

A modelagem em CAD, para esse trabalho, foi adquirida prontamente, justamente porque o objetivo é comparar os resultados de uma prótese existente. Esta foi confeccionada por Plaza (2018) e desenhada através do software de CAD *Solid Edge* e seu modelo real possui um total de 17 componentes, sendo que seu principal objetivo é servir como referência para a criação do modelo simplificado. O desenho conceitual da autora foi modelado na posição humana simulando uma situação “em pé”, a qual é considerada 0 graus em relação ao plano sagital. Para que fosse possível, então, simular a fase de balanço, foi necessário mudá-la e atribuí-la a um ângulo cujo valor, conforme explicado anteriormente na seção de análise dinâmica e estática, é 60°.

4.2 Critério de falha

A revisão de literatura deste trabalho mostrou que existem vários critérios de falhas, destinados tanto para carregamentos estáticos quanto para dinâmicos. A determinação dos critérios que foram utilizados na análise foi feita através das especificações do projeto em questão. Segundo Norton (2004), a maioria das falhas em máquinas acontecem devido a cargas que variam no tempo e não de esforços estáticos. Elas acontecem, conforme explica o estudioso, a níveis de tensão inferiores aos valores da resistência ao escoamento do material.

Partindo dos pontos destacados anteriormente e da necessidade de escolha de um critério, este trabalho teve como objetivo a utilização da fadiga teórica para o seu desenvolvimento. Por causa disso, foram escolhidos:

(1) critério de escoamento de von Mises: pode ser formulado em termos da *tensão equivalente de von Mises* (Norton, 2004). Norton argumenta que a tensão equivalente de von Mises é usada para prevenir escoamento do material quando submetido a qualquer condição de carregamento a partir de resultados obtidos de testes de tração simples. Essa teoria afirma que um material dúctil começa a escoar em um local onde a tensão de von Mises se torna igual ao limite de tensão e, na

maioria dos casos, o limite de escoamento é usado como limite de tensão (Norton, 2004)

(2) Critério da maior Tensão Normal, que estabelece que a ruptura (resistência) de um material ocorre quando a máxima tensão normal em um ponto atinge um valor crítico, independente das outras tensões (Norton, 2004).

A seção a seguir demonstra os resultados obtidos na análise das tensões a partir das definições estabelecidas neste capítulo de metodologia.

4.3 Resultados

A segunda etapa é o pós-processamento, onde é analisado os resultados gerados por cada simulação e feito a conclusão sobre o comportamento do joelho protético em relação as condições de contorno estabelecidas inicialmente.

4.3.1 Convergência da malha

Garantindo que a solução seja confiável, foi utilizado o método de convergência de malha. A teoria deste método relata que quanto mais fina a malha, ou seja, quanto maior o número de parâmetros nodais, melhor a convergência e mais confiáveis os resultados.

Era esperado que a simulação estática com o joelho estendido sofresse um custo computacional menor, uma vez que sua complexidade nessa situação é menor, como visto no referencial teórico. Portanto, foi a posição escolhida para fazer a análise de convergência da malha. Foi feita uma tabela considerando o tamanho do elemento da malha, o número de nós gerados por cada tamanho, a tensão de Von Mises e o deslocamento resultante de cada análise (tabela 3). A partir dessa tabela, foram mostrados os gráficos de convergências, onde foi possível verificar a distribuição de uma malha grosseira de 12mm e refinando para 10mm, 8mm, 6mm, 4mm e 2mm. Com isso, considerando que a partir da malha de 4mm, tanto o resultado da tensão de Von Mises quanto o deslocamento máximo não possuem uma variação significativa, este tamanho foi escolhido para a realização das simulações e análises, pois considera-se um resultado suficientemente bom, sem que exija um custo

computacional muito alto. Ao término do processo de discretização do modelo numérico, a malha escolhida resultou em uma quantidade de 11884 nós.

Tabela 3 - Tabela de convergência da malha

Tamanho global do elemento	Número de nós	Tensão máxima de Von Mises (MPa)	Deslocamento máximo (mm)
12	4375	266,9	1,091
10	4743	286,1	1,085
8	5967	256,9	1,084
6	9828	297,5	1,078
4	11884	303,3	1,08
2	15412	317,9	1,08

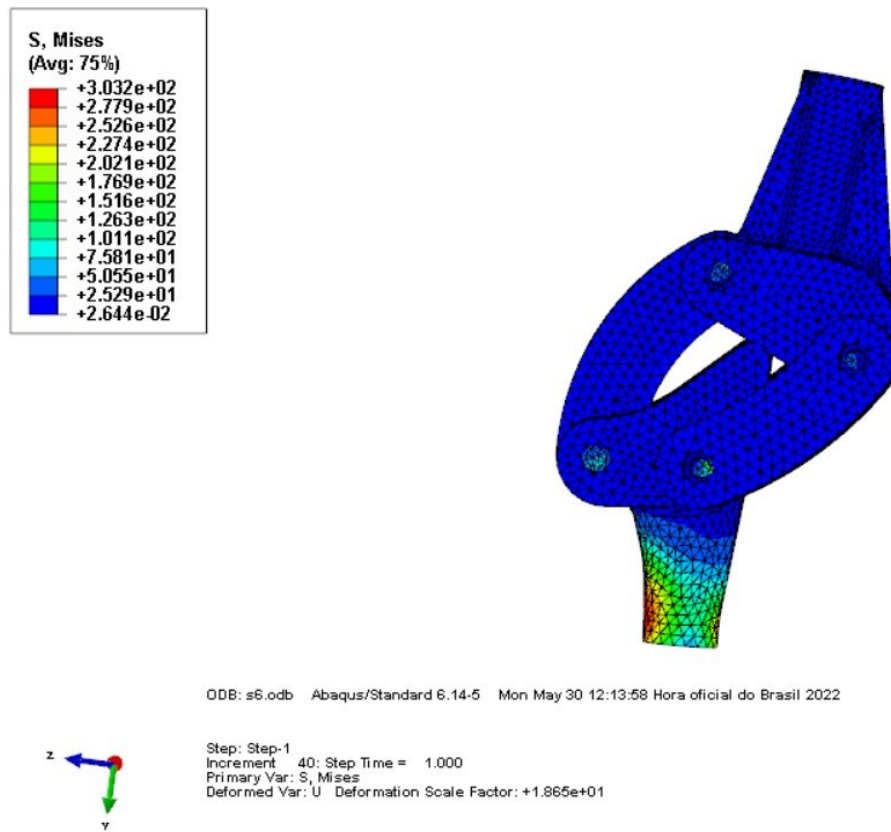
Fonte: Aatoria própria, 2022

4.3.2 Von Mises

A tensão equivalente de Von Mises permite tratar casos de tensão multiaxial combinada a tensões de cisalhamento como se fossem devido a um carregamento de tração pura (NORTON, 2004). Para a estrutura ser considerada como válida, assim como explica Norton (2004), nenhuma tensão equivalente de Von Mises encontrada no modelo numérico poderia ser superior ao limite de fadiga estimado do material. Caso ocorressem valores (no modelo numérico) superiores a esse limite, poderia haver a ocorrência de falhas por fadiga na estrutura e, como consequência, invalidá-la (NORTON, 2004).

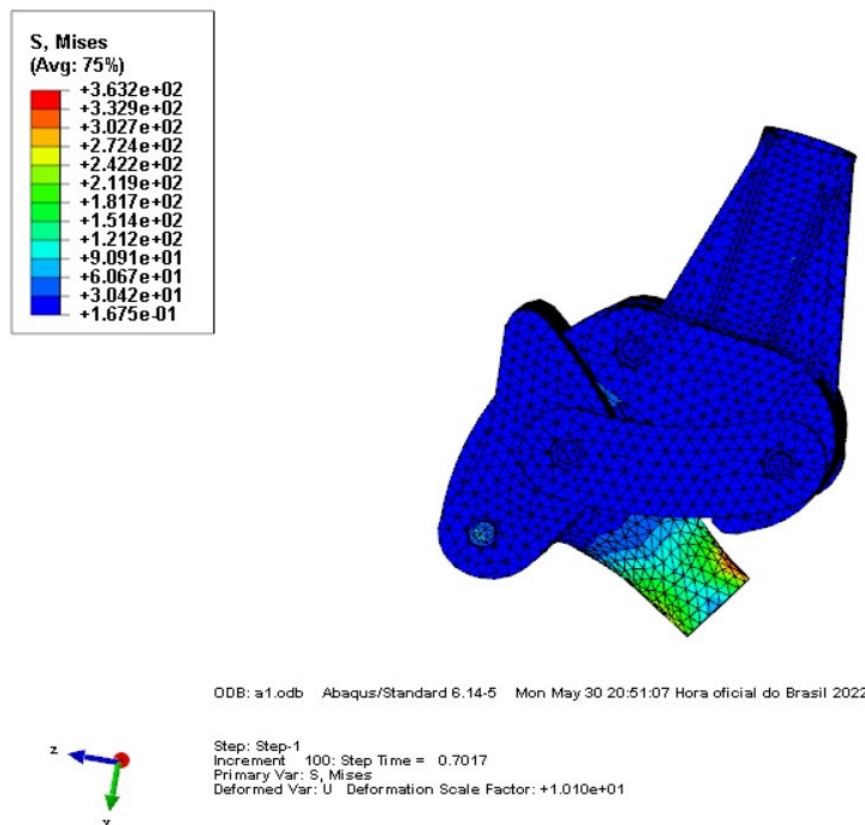
Na simulação estática, foi obtida tensão de Von Mises em duas situações: joelho estendido (sem angulação) e joelho com 60° de flexão. A figura 14 mostra o primeiro caso mencionado e a figura 15 o segundo.

Figura 14 - Tensão de Von Mises no joelho protético com 0° de flexão



Fonte: Autoria própria, 2022

Figura 15 - Tensão de Von Mises no joelho protético com 60° de flexão

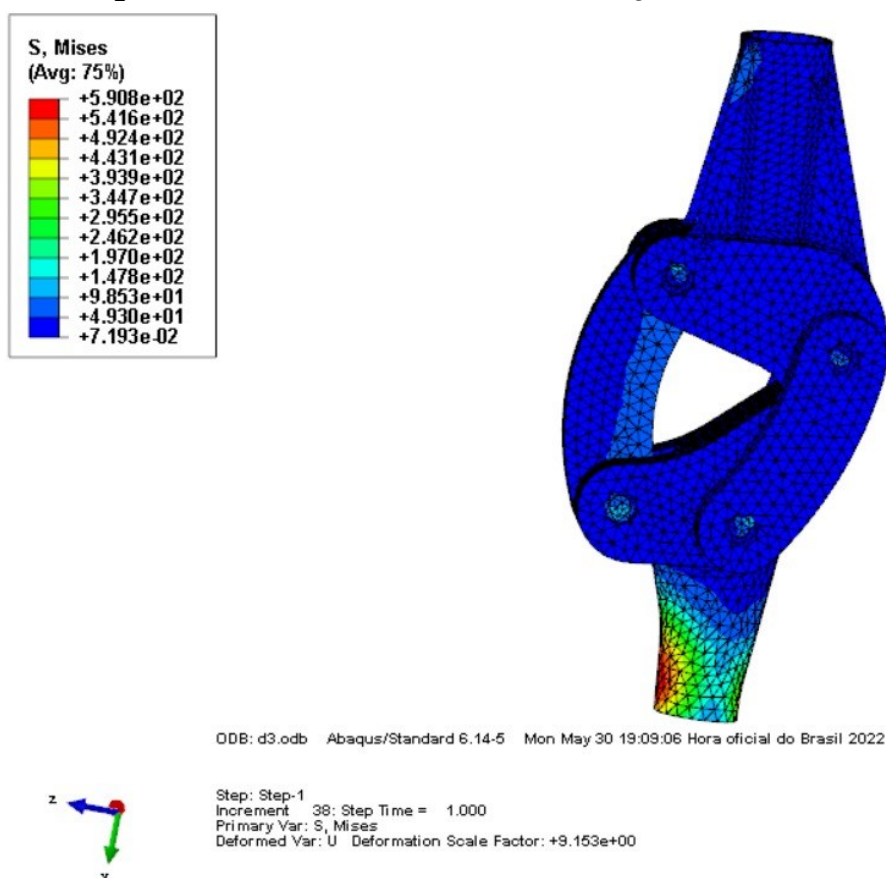


Fonte: Autoria própria, 2022

É visto que com a prótese reta, a tensão máxima é 303,2MPa, já com o ângulo de 60° esta é 363,2MPa. Ambos os valores estão dentro do esperado, pois ambos estão abaixo da tensão máxima de escoamento do material que é 924MPa. Além disso, era almejado que a segunda situação apresentasse uma tensão maior em relação à primeira, visto que o joelho protético está em uma condição de máximo esforço, tal qual aconteceu na simulação.

Na terceira situação, com o acréscimo da velocidade de marcha de 5km/h (caminhada rápida), foi analisado que a tensão de Von Mises na simulação dinâmica é de 590,8MPa. Esse resultado foi obtido considerando a mesma força que nos casos anteriores, além de todos os ângulos possíveis que a prótese pode executar, além da ponderação da velocidade. Esse valor está dentro das expectativas, uma vez que a velocidade está sendo considerada e isso aumenta a tensão e continua sendo menor que o valor máximo de tensão de escoamento do material, assim como nas duas situações anteriores. Essa análise pode ser observada na figura 16.

Figura 16 - Tensão de Von Mises na simulação dinâmica



Fonte: Autoria própria, 2022

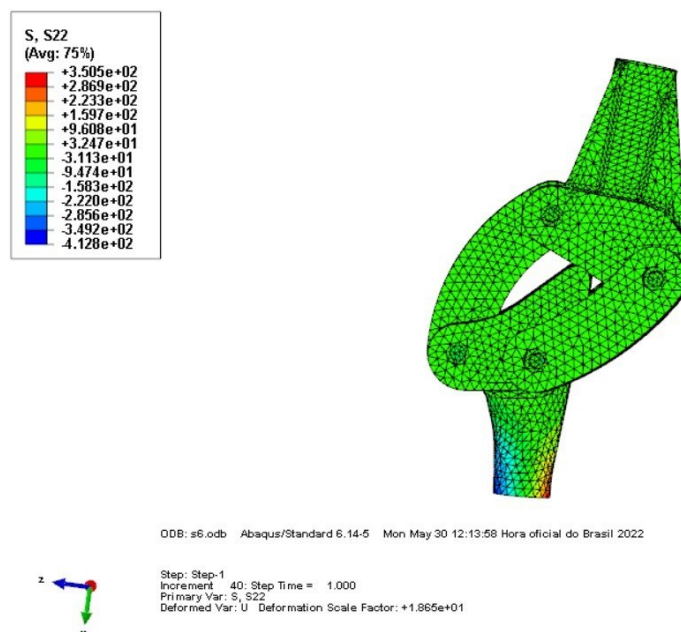
Neste caso, considerando a mesma força que nos casos anteriores, além de todos os ângulos possíveis da prótese executada, existe também a ponderação da velocidade. Portanto, o valor de 590,8MPa está dentro das expectativas e, ainda, menor que o valor máximo de tensão de escoamento do material.

4.3.3 Tensão normal

Decidiu-se por analisar a tensão normal no mecanismo para identificar, satisfatoriamente, o possível início do escoamento do material. A tensão normal é relativa a efeitos puramente de tração ou compressão (produzem deformação em um plano normal de aplicação da força) – aplicando uma força de tração em uma régua, o material tende a se “esticar” resultando em tensões e deformações de tração (Hibbeler (2004)).

Na simulação estática, foi obtida tensão normal em duas situações: joelho estendido (sem angulação) e joelho com 60° de flexão. A imagem 18 mostra os dois casos lado a lado para melhor interpretação. Diferente da simulação citada acima (Von Mises), a tensão normal foi maior com a prótese reta (350,5 MPa), ilustrado na figura 17, do que com 60° de inclinação no plano sagital (286,9MPa), ilustrado na figura 18. Isso se deve pelo fato desta simulação analisar a compressão do joelho protético e era esperado que seja maior exatamente na primeira situação, pois a compressão nele com 0° de flexão é maior do que com angulação.

Figura 17 - Tensão normal no joelho protético com 0° de flexão



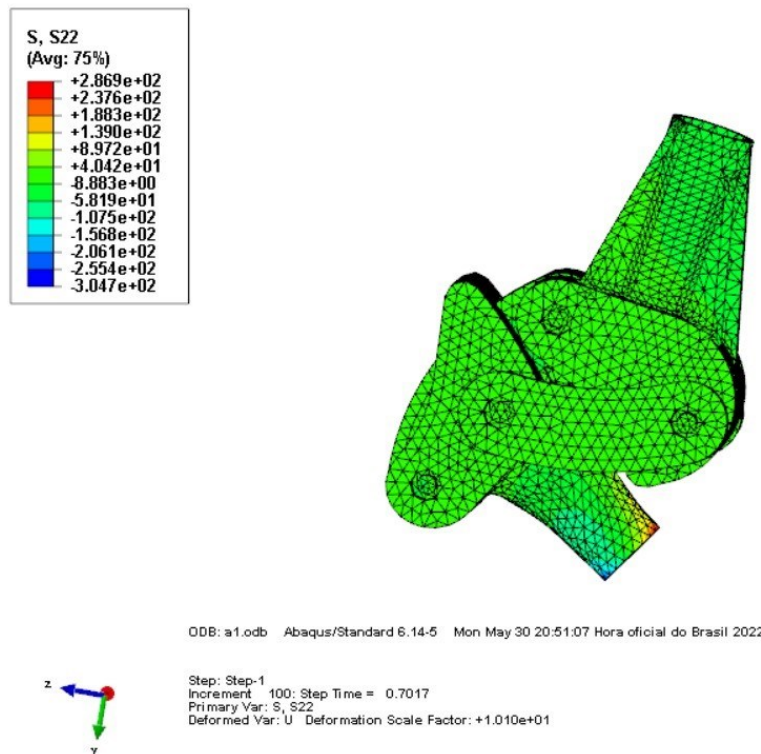
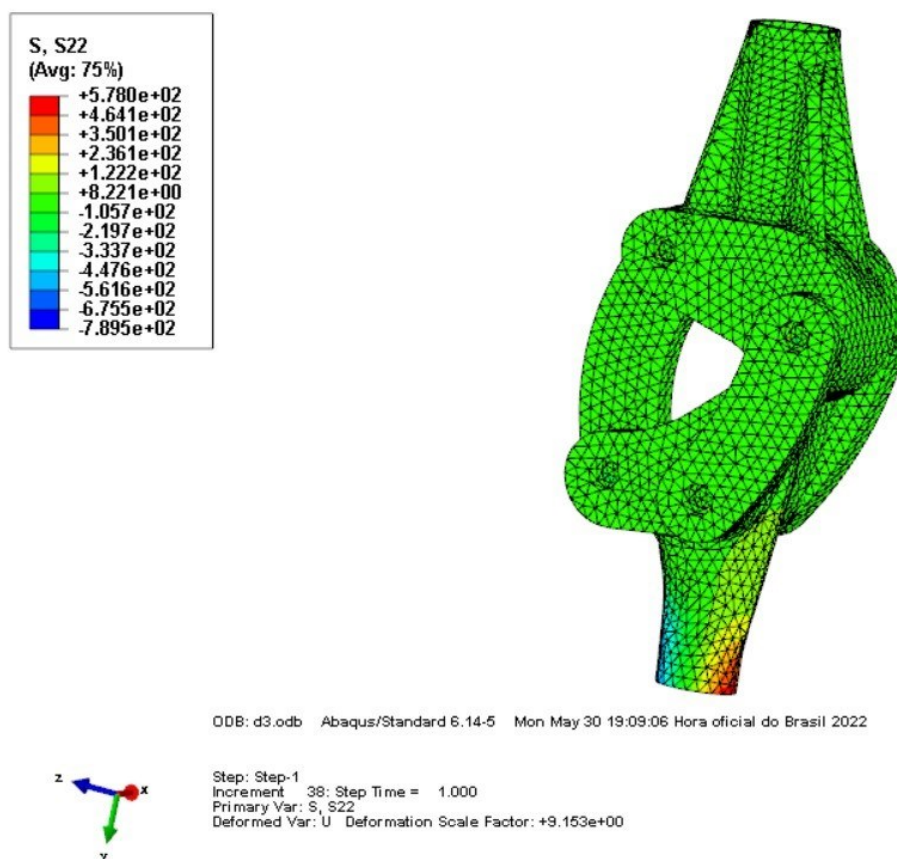


Figura 18 - Tensão normal no joelho protético com 60° de flexão

Fonte: Autoria própria, 2022

Na situação considerando a velocidade de marcha (5 km/h), obteve-se o valor de 578,0MPa. Este está dentro das expectativas e, ainda, menor que o valor máximo de fadiga (escoamento) do material (924MPa). A tensão normal na simulação dinâmica e seus resultados podem ser observados na figura 19.

Figura 19 - Tensão de Von normal na simulação dinâmica



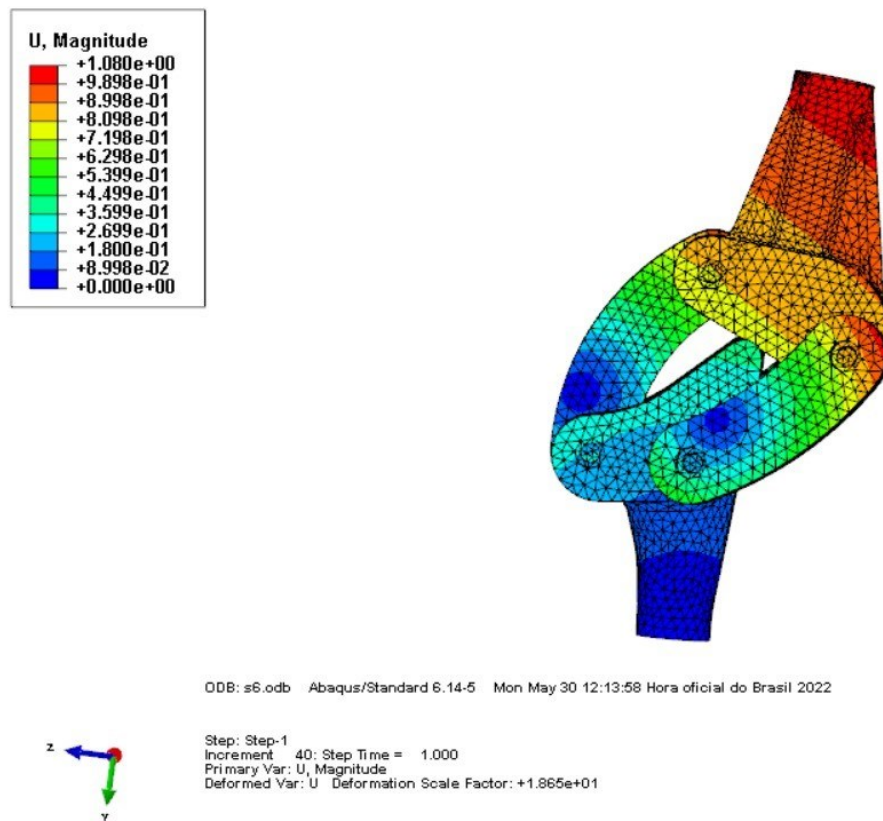
Fonte: Autoria própria, 2022

4.3.4. Deslocamento total

De acordo com Shigley *et al.* (2005), quando um corpo é carregado dentro do limite da região de comportamento linear (também conhecida como a região onde a deformação é elástica), não haverá deformação permanente observada no material. Já se o corpo em análise for carregado acima da tensão de escoamento do material, assim como argumenta, terá uma deformação plástica quando o carregamento for removido. No intervalo linear, a relação uniaxial entre a tensão e a deformação sofrida por determinado material é fornecida pela lei de Hooke.

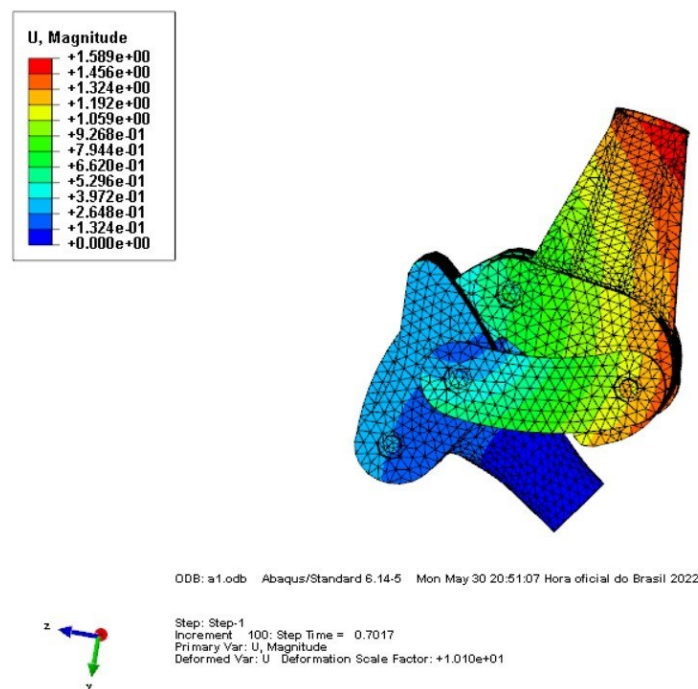
Tendo em vista que tanto a tensão de Von Mises quanto a tensão normal no eixo y foram maiores na simulação dinâmica (590,8MPa e 578,0MPa, respectivamente), é esperado que o deslocamento seja maior nesta análise. Entretanto, com base na teoria, é considerado importante a análise nos três casos: estático com a prótese reta (figura 20), estático com a prótese em 60° de flexão (figura 21) e dinâmico (figura 22), assim como feito nas etapas anteriores.

Figura 20 - Deslocamento do joelho protético com 0° de flexão



Fonte: Autoria própria, 2022

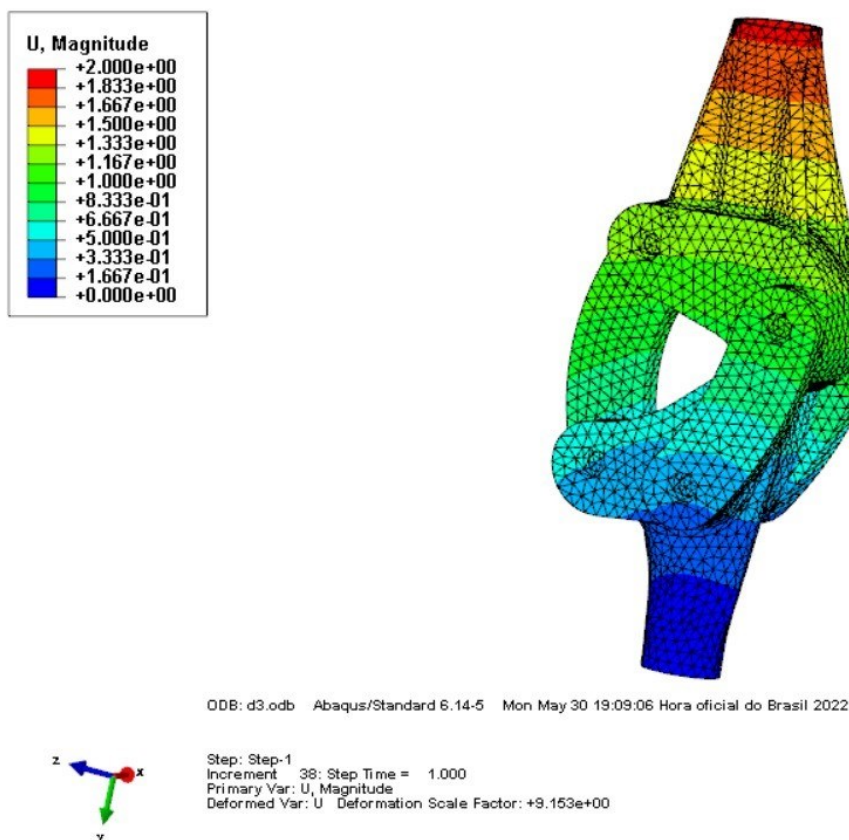
Figura 21 - Deslocamento do joelho protético com 60° de flexão



Fonte: Autoria própria, 2022

De acordo com o esperado, a simulação estática (figura 20) com o joelho protético estendido ofertou um deslocamento de 1,080mm. Já a simulação estática com 60° de flexão (figura 21) resultou um deslocamento maior que a primeira situação, com 1,589mm. Para finalizar, a simulação dinâmica (figura 22) expôs um deslocamento ainda maior que nos outros casos, no valor de 2,000mm, como pode ser visto a seguir.

Figura 22 - Deslocamento na simulação dinâmica



Fonte: Autoria própria, 2022.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste último capítulo, são apresentadas: (1) as discussões dos resultados encontrados no estudo realizado com a literatura apresentada anteriormente; (2) as considerações sobre o projeto feito; e (3) as sugestões de possíveis novas pesquisas.

5.1 Correlação com trabalho de Plaza

O modelo CAD utilizado no presente trabalho foi desenvolvido por Teresa Plaza em um trabalho de mestrado pela Universidade Politécnica de Madrid em 2018. Em seu projeto, Plaza (2018) considera e analisa as peças do protótipo de maneira isolada e individual. Além disso, o material sugerido pela autora é, primeiramente, plástico PLA. No decorrer do estudo, porém, sugere-se a liga de alumínio 5083-h11, cujas principais propriedades são alta resistência mecânica e boa resistência à corrosão.

Neste trabalho, porém, com o intuito de comparação e possível melhoria ao trabalho de Plaza (2018), foram modificadas algumas características. Isso aconteceu para que a análise ficasse mais coerente com os objetivos propostos no início da pesquisa. Para o material, foi escolhida a liga de titânio Ti-6Al-4V, pois possui excelentes combinações de resistência / peso e ótima resistência à corrosão (JESUÍNO,2001).

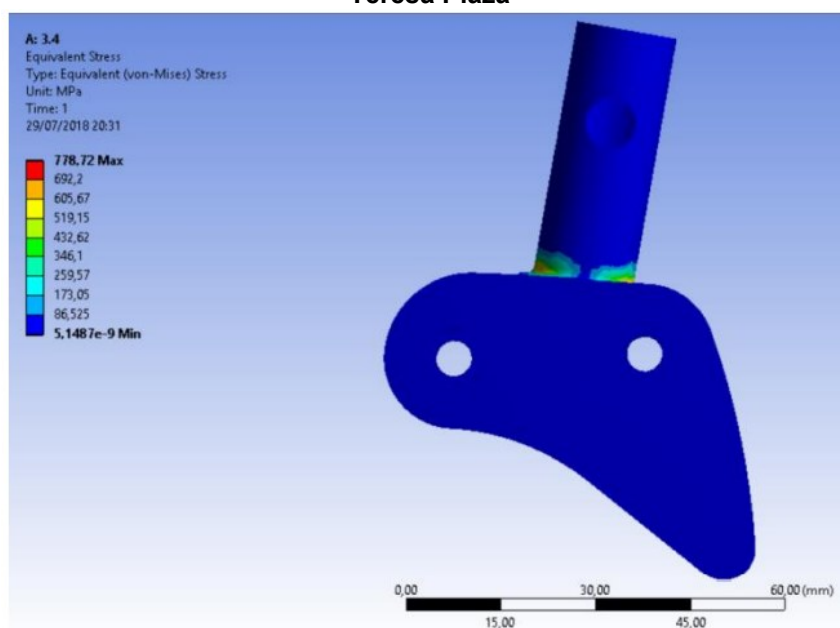
Plaza (2018) também analisou possíveis materiais e resistências do encaixe, o acoplamento que liga a prótese à coxa, sugerindo diversos materiais e até a parte estética foi abordada. No entanto, neste trabalho, ficou decidido por não analisar esse item pois não estava dentro dos objetivos iniciais, que eram de analisar somente o mecanismo do joelho.

Finalmente, assim como no estudo da autora, o que foi feito nesse documento é um procedimento de cálculo conservativo, uma vez que foram estudadas as cargas no momento crítico do apoio e no início. Isso é realista e conservativo. Mas vale salientar que, nesses momentos, todo o peso do corpo está apoiado sobre a extremidade em estudo, quando na verdade não é assim: ambas as pernas suportam essa carga. Apenas na corrida que a carga fica apenas sobre uma perna.

De acordo com os critérios de aprovação, conclui-se que a prótese foi aprovada com relação à resistência, pois apresenta tensões de Von Mises em todos os casos já apresentados menores que o escoamento do material. Isso significa que o joelho protético aguenta facilmente uma pessoa com 70kg em todas as situações simuladas.

Como já mencionado, Plaza não simula o conjunto como um todo e utiliza apenas de um critério de falha, a tensão de Von Mises. Portanto, considerando a peça que sofre o maior esforço da simulação estática realizada pela estudiosa (figura 23), com um valor de 778,72 MPa, concluímos que o material utilizado por ela é suficiente para uma pessoa de 70kg, visto que a tensão de escoamento do material é de 924MPa. Todavia, a simulação estática realizada no estudo traz uma tensão máxima de Von Mises muito inferior, tanto com o joelho com 0° de flexão (303,2MPa) quanto com o joelho com 60° de flexão (363,2MPa).

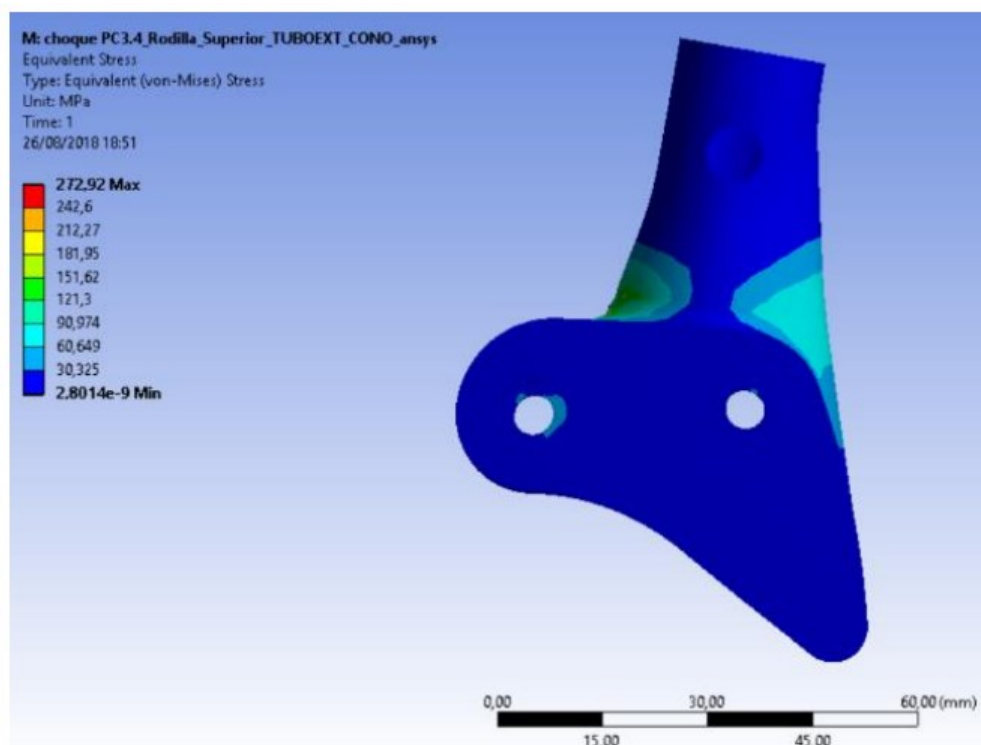
Figura 23 - Peça com maior tensão de Von Mises da simulação estática do estudo feito por Teresa Plaza



Fonte: PLAZA, 2018

Teresa Plaza também considera uma simulação dinâmica (figura 24), com velocidade de marcha de 5km/h, entretanto nesta fase ela encontra uma tensão muito inferior à na simulação estática. A tensão de Von Mises da análise dinâmica é de 272,92MPa na peça de maior esforço, como pode ser visto a seguir. Este valor é muito menor do que o encontrado neste trabalho (590,8MPa).

Figura 24 - Peça com maior tensão de Von Mises da simulação diâmica do estudo feito por Teresa Plaza



Fonte: PLAZA, 2018

Este fato surpreende, não era o esperado, visto que na simulação dinâmica analisa todos os ângulos possíveis de funcionamento do joelho protético, bem como uma variante a mais, a velocidade. Existe a probabilidade de Tereza ter desconsiderado a carga e avaliado a tensão usando somente a velocidade.

Isso significa que o material utilizado neste trabalho, a liga de titânio, possibilita expandir a prótese para um número maior de pessoas, que tenham um peso superior a 70kg, além do vantajoso conforto e adaptabilidade ao corpo humano que o titânio possibilita em relação ao alumínio.

5.2 Considerações do estudo

As possíveis conclusões que esta pesquisa possibilita é de que a liga de titânio é muito superior a liga de alumínio, tanto em desempenho mecânico aguentando um peso corporal maior, quanto em adaptabilidade do corpo com o novo material, como foi apurado e referenciado neste trabalho. Além disso, é exposto pontos importantes a serem considerados em uma simulação. Existem muitas análises a serem feitas e mesmo que a tensão de Von Mises seja um ótimo parâmetro para ser analisado, não

é o único, é importante considerar e visualizar outros critérios de falha com a simulação.

Este trabalho teve como finalidade analisar o joelho de uma prótese transfemoral por meio da análise de tensões de Von Mises e normal pelo MEF, comparando e otimizando a um trabalho já existente, o de criação da prótese analisada. Dessa forma, conclui-se que, apesar das dificuldades com o programa de simulação, mais especificadamente com a geração de contatos que exigiu enorme cautela, os objetivos desta atividade foram completados com êxito. Foi compreendido perfeitamente o funcionamento dos membros inferiores, ampliando conhecimentos, e feito as análises de desempenho da prótese em questão usando os fundamentos do curso de engenharia mecânica.

5.3 Possíveis desdobramentos

A partir dos resultados encontrados, da discussão com Plaza (2018) e das considerações levantadas neste estudo, é possível sugerir futuras pesquisas sobre o tema, como a reorientação do público-alvo, visto que pelas análises feitas o titânio aguentaria um peso corporal maior ou a realização do estudo de uma prótese mais moderna, por exemplo uma microprocessada.

Seria de extrema utilidade e importância considerar um joelho protético microprocessado, pois este mercado cresce ano após ano, a ciência está evoluindo seus estudos para aprimorar este tipo de mecanismo e expande o número de usuários que se beneficiariam do trabalho.

Elevar o valor do peso suportado pelo joelho nas considerações de próximas simulações também abrangeria uma gama muito maior de usufruidores. Isto é bastante considerável se refletir que a população está cada vez mais aumentando o peso médio e que a maior causa de amputação se dá por diabetes, sendo que os pacientes que sofrem por esta doença possuem um peso corporal elevado. Além disso, estudos apontam que uma pessoa que sofre amputação, passa a ganhar mais massa após o procedimento cirúrgico.

REFERÊNCIAS

ALVES FILHO, A. **Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE / Análise não Linear**. 1. ed. São Paulo: Editora Erica, 2012.

ASBRAN. **Número de brasileiros com excesso de peso aumenta a cada ano**.

Associação brasileira de nutrição, [s. l.], 27 ago. 2010. Disponível em:

<https://www.asbran.org.br/noticias/numero-de-brasileiros-com-excesso-de-peso-aumenta-a-cada-ano>. Acesso em: 15 jun. 2022.

BOWKER, H. K. (Ed.); MICHAEL, J. W. **Atlas of limb prosthetics: surgical and prosthetic principles**. 2nd ed. Boston: American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS), 2002.

COMPLETO, A, Fonseca, F e Simões, J A. **Modelo numérico e experimental da tíbia intacta e com componente tibial da prótese do joelho**. Revista da APAET- Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões, 2006, ISSN 1646-7078.

DE LIMA, V. J. B. **Modelagem estrutural de joelhos protéticos para próteses transfemorais microprocessadas**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2016.

DOMINGUES, P. V. C. **Avaliação de próteses transfemorais**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2016.

SILVA, FABRICIO LOPES, 2007, **Estudo para o desenvolvimento de uma prótese trans-femora/**. Dissertação de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

FILHO, MANUEL. **Liga de titânio é utilizado na produção de próteses para implantes ortopédicos e odontológicos**. Jornal da Unicamp, [S. l.], p. 5-10, 7 maio 2009. Disponível em:

http://www.saudeemmovimento.com.br/conteudos/conteudo_frame.asp?cod_noticia=3025. Acesso em: 17 maio 2022.

FERNANDES, I. S. **Avaliação biomecânica de prótese do joelho sob influência de distribuição de carga assimétrica**. Dissertação de Mestrado em Tecnologia Biomédica, Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal, 2016.

FOUDA, N. **The Effect of Shape Optimization and Bimaterial Stem on Increasing the Performance of a Cemented Tibia**. International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering, 2014, Vol. 14 no5, pp. 97-110.

GARY M. **Appendix: microprocessor knee manufactures** forum report. Journal of prosthetics and orthotics - American Academy of orthotists & prosthetists. v. 25, n. 4, p. 80-83, 2013.

GOLDFARB, M. **Consideration of powered prosthetic components as they relate to microprocessor knee systems**. Journal of prosthetics and orthotics - American Academy of orthotists&prosthetists. v. 25, n. 4, p. 65-75, 2013.

GOMEZ, S. J. **Regeneria a protesis de miembro inferior**. V Latin American Congress on Biomedical Engineering – CLAIB. 2011. Habana, Cuba: IFME Proceedings, v. 33, p. 1214- 1217, 2013.

GOVERNO DO ESTADO DO CEARÁ, Secretaria da Educação. **Apostila biomecânica e cinesiologia**: curso Técnico em Massoterapia. 2010.

HIBBELER, R.C. **Resistência dos materiais**. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2004.

JESUÍNO, G.A. Propriedades mecânicas e resistência à corrosão da liga Ti-4Al-4V obtida da reciclagem da liga Ti-6Al-4V. **14° CBECIMAT**, [s. l.], 7 maio 2001. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/mr/a/BYDMDXh5qGY36cXCjcHq6rG/?lang=pt>. Acesso em: 18 maio 2022.

KALARICKAL, J. V. Prosthetic Leg: **3D Printed Prosthetic design**. Disponível em: <https://grabcad.com/library/prosthetic-leg-6>. Acesso em 17 nov. 2021.

KUTZNER, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., et al. (2010) **Loading of the Knee Joint during Activities of Daily Living Measured in Vivo in Five Subjects**. Journal of Biomechanics, 43, 2164-2173. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.04>

KIRKWOOD, Renata et al. **Análise biomecânica das articulações do quadril e joelho durante a marcha em participantes idosos**. Scielo, [s. l.], 15 maio 2007. DOI <https://doi.org/10.1590/S1413-78522007000500007>. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/aob/a/Pr99hzYrs5btKD3RgZLXsfS/?lang=pt>. Acesso em: 18 maio 2022.

MIHALKO, William M. **New materials for hip and knee joint replacement: What's hip and what's in kneed?** Journal of Orthopaedic Research, [S. l.], p. 1436-1444, 21 maio 2020.

OSSUR: **Life without limitations. Balance Knee OM8**. Disponível em: <https://www.ossur.com.br/solucoes-proteticas/produtos/balance-solutions/balance-knee-om8>. Acesso em: 12 nov. 2021.

PLAZA, Teresa Latorre. Diseño de Prótesis Mecánica de Pierna por Encima de la Rodilla. **ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y DISEÑO INDUSTRIAL**, [s. l.], 18 set. 2018. Disponível em: https://autofabricantes.org/wp-content/uploads/2019/08/TFM-TERESA-LATORRE.Dise%C3%B1o_protesis_Memoria_TLP2.pdf. Acesso em: 23 maio 2022.

POPOVIC, D. **Control of movement for the physically disabled**. London: Springer – verlag, 2000.

PROPRIEDADES mecânicas dos materiais de engenharia. [S. l.], 16 abr. 2018. Disponível em: http://ftp.demec.ufpr.br/disciplinas/TMEC002/Prof.Adriano_Scremin/Tabelas_e_formulario/Propriedades%20mec%C3%A2nicas%20dos%20materiais%20de%20engenharia.pdf. Acesso em: 12 maio 2022.

PROVATIDIS, C. G. **Precursors of isogeometric analysis**: Finite Elements, Boundary Elements, and Collocation Methods. V. 256. Athens, Greece: Springer, 2019.

REZENDE J. M. **Audiofone**. Disponível em: www.usuarios.cultura.com.br/jmrezende/audiofone.html. Acesso em 07/11/21

ROCHA, ALISSON PERUCK, 2010, **Proposta de desenvolvimento de joelho mecânico hidráulico de baixo custo para próteses endoesqueléticas**. Dissertação de Bacharelado, UNESC, Criciúma, SC, Brasil.

RODRIGUES NETO, A. **Projeto mecânico de uma prótese transfemoral ativa com atuador elástico em série**. Projeto de Graduação em Engenharia Mecânica, Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

SILVA JUNIOR, WILSON CARLOS DA, 2010, **Desenvolvimento de uma prótese ativa de baixo custo para amputados transfemorais**. Dissertação de Doutorado, UMC, Mogi das Cruzes, SP, Brasil.

SILVA, V. R. **Cinesiologia e biomecânica**. 1. Ed. Rio de Janeiro: SESES, 2015.

SUTHERLAND, D. H. **Pediatric gait** – normal and anormal developmet. Raven press, 1992.

TRILHA JUNIOR, M.; FANCELLO, E. A.; ROESLER, C. R. M.; MORE, A. D. O. **Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano**. Acta ortopédica brasileira. v. 17, n. 2, p. 18-23, 2009.