

Universidade Federal do ABC - UFABC

Bacharelado em Ciência e Tecnologia

PROJETO DE PESQUISA

Cálculo estrutural e simulação aplicada ao projeto de próteses: revisão bibliográfica e aplicações práticas

SANTO ANDRÉ

2022

SUMÁRIO

1-Introdução e justificativa.

2- Objetivos e Hipóteses

2.1- Objetivos

2.1.1- Manufatura tradicional e aditiva

2.1.2- Obtenção da estrutura biológica para a análise computacional

2.1.3- Propriedades ósseas do osso e tensões envolvidas na análise.

2.2-Hipóteses

3- Metodologia

4- Cronograma

5- Referências bibliográficas

1. Introdução e Justificativas.

Segundo os dados coletados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) de 2010 [10], a dificuldade motora estava presente em 2,3% da população brasileira. A classificação de deficiência motora utilizada pelo Censo era quando o indivíduo respondia ter grande ou total dificuldade para andar ou subir escadas. Na pesquisa, o entrevistado poderia estar utilizando próteses, bengala ou aparelho auxiliar enquanto respondia seu grau de dificuldade. As próteses são estruturas que são formuladas de modo a ajudar o paciente a conseguir realizar a função do membro lesado, essa ajuda pode ser ministrada complementando o membro residual com a estrutura de auxílio ou substituindo o antigo membro pela prótese (Figura 1).

Esse dispositivo tem categorias diferentes de acordo com o objetivo, esforço necessário que o usuário deve fazer para utilizar o implante e sua instalação (Figura 1).

De acordo com Carrington, et al. (2001) [5], pessoas com diabetes são 10 até 15 vezes mais propensas a ter uma amputação de membro inferior do que pessoas sem essa enfermidade, em decorrência das complicações da doença. Utilizando os dados coletados pela Federação Internacional de Diabetes [7] (IDF, sigla em Inglês), temos uma estimativa de que em 2021 havia 537 milhões de diabéticos no mundo. Só no Brasil havia cerca de 17 milhões de pessoas com essa doença, na Figura 2 está sendo representado uma estimativa de distribuição de diabéticos pelo mundo.

O Estado brasileiro apresenta normas para controlar o recebimento, aquisição e utilização de Órteses, Próteses e Materiais Especiais (OPME) nas unidades hospitalares auxiliadas pelo Sistema Único de Saúde (SUS). Em teoria, todos podem receber um implante subsidiado pelo governo, mas alguns critérios devem ser seguidos para que isso ocorra.

“Todos os procedimentos que utilizem OPME serão realizados, obrigatoriamente, em pacientes internados, com Autorização de Internação Hospitalar (AIH) válida emitida e/ou com procedimento ambulatorial agendado, nas hipóteses em que for tecnicamente comprovada sua efetiva necessidade, que deverá ser justificada por escrito no prontuário do paciente.”BRASIL, Ministério da Saúde, Secretária de Atenção à Saúde, Portaria Nº 403, de 7 de maio de 2015.

A aquisição de próteses pela instituição pública é através de licitações, nas figuras 3 e 4 temos dois componetes do sub-grupo Órteses, próteses e materiais especiais relacionados ao ato cirúrgico, e seus preços de acordo com a tabela SUS. Caso o paciente queira pagar pela prótese, para não ficar em uma lista de espera, o seu valor pode variar, e muito, a depender da complexidade da prótese, se ela será endoenergética ou exoenergética, como ela será feita (manufatura aditiva ou na forma tradicional), etc.

Segundo o jornal O GLOBO, em uma reportagem escrita em 2017 por Clarissa Pains, “Próteses com joelhos eletrônicos custam cerca de R\$ 70 mil, e os joelhos mecânicos são vendidos por pouco menos de R\$ 50 mil” [14]. A prótese mais cara na época custava R\$ 300 mil e era direcionada para atender as necessidades do exército americano.



Figura 1-Infográfico: Órtese e Próteses. Extraído de Tavares et. al (2019)

Estimated total number of adults (20–79 years) with diabetes in 2021

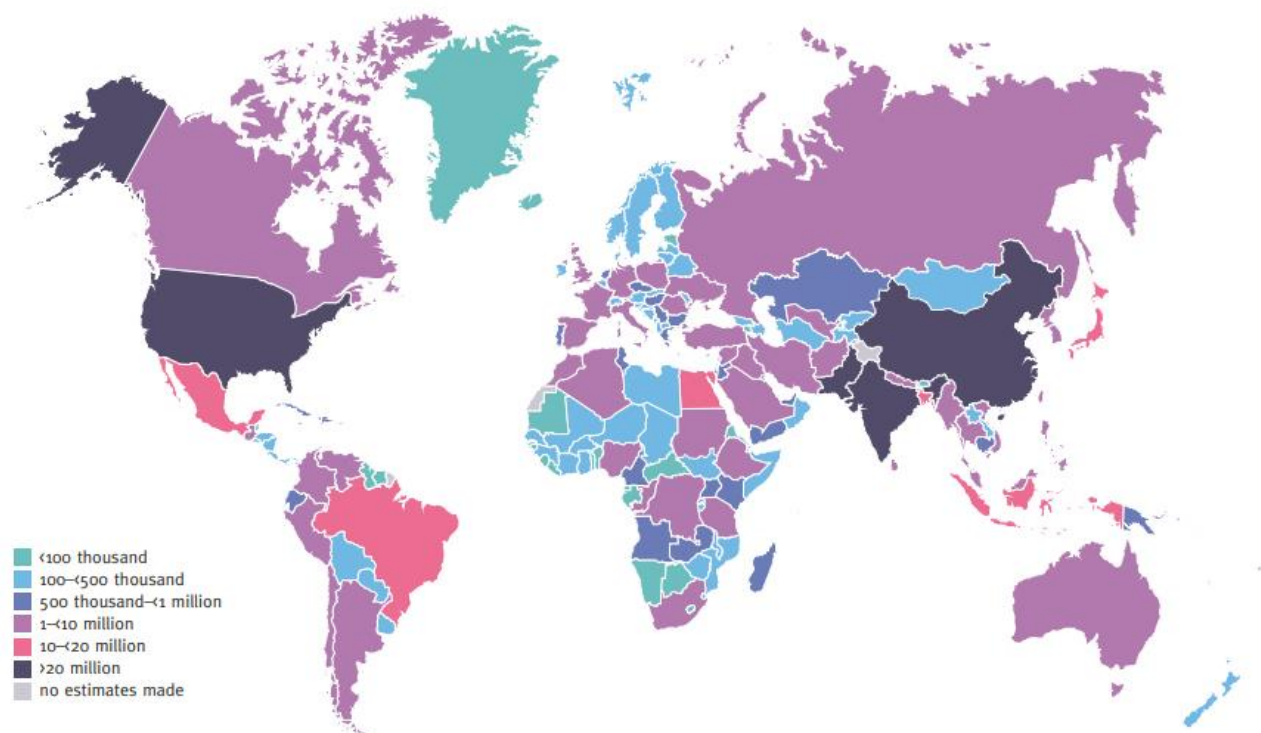


Figura 2-Mapa: Estimativa do número total de diabéticos adultos (20-79 anos) em 2021. Extraído de IDF [7] *Diabetes Atlas 2021 – 10th edition*

Procedimento

| | | | | | | | | | | | | | |
|--|--|-----------------------|--------------|-----------------------|--------------|---------------------|----------|-----------------------|----------|------|--|-------------------|--------------|
| Procedimento: 07.02.03.115-1 - PROTESE NAO CONVENCIONAL ARTICULADA DISTAL DE MEMBRO INFERIOR | | | | | | | | | | | | | |
| Grupo: | 07 - Órteses, próteses e materiais especiais | | | | | | | | | | | | |
| Sub-Grupo: | 02 - Órteses, próteses e materiais especiais relacionados ao ato cirúrgico | | | | | | | | | | | | |
| Forma de Organização: | 03 - OPM em ortopedia | | | | | | | | | | | | |
| Competência: | 04/2022 Histórico de alterações | | | | | | | | | | | | |
| Modalidade de Atendimento: | Hospitalar Hospital Dia | | | | | | | | | | | | |
| Complexidade: | Não se Aplica | | | | | | | | | | | | |
| Financiamento: | Média e Alta Complexidade (MAC) | | | | | | | | | | | | |
| Sub-Tipo de Financiamento: | | | | | | | | | | | | | |
| Instrumento de Registro: | AIH (Proc. Especial) | | | | | | | | | | | | |
| Sexo: | Ambos | | | | | | | | | | | | |
| Média de Permanência: | | | | | | | | | | | | | |
| Tempo de Permanência: | | | | | | | | | | | | | |
| Quantidade Máxima: | 1 | | | | | | | | | | | | |
| Idade Mínima: | Não se aplica | | | | | | | | | | | | |
| Idade Máxima: | Não se aplica | | | | | | | | | | | | |
| Pontos: | | | | | | | | | | | | | |
| Atributos Complementares: | | | | | | | | | | | | | |
| Valores <table border="1"> <tr> <td>Serviço Ambulatorial:</td> <td>R\$ 0,00</td> <td>Serviço Hospitalar:</td> <td>R\$ 4.059,61</td> </tr> <tr> <td>Total Ambulatorial:</td> <td>R\$ 0,00</td> <td>Serviço Profissional:</td> <td>R\$ 0,00</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>Total Hospitalar:</td> <td>R\$ 4.059,61</td> </tr> </table> | | Serviço Ambulatorial: | R\$ 0,00 | Serviço Hospitalar: | R\$ 4.059,61 | Total Ambulatorial: | R\$ 0,00 | Serviço Profissional: | R\$ 0,00 | | | Total Hospitalar: | R\$ 4.059,61 |
| Serviço Ambulatorial: | R\$ 0,00 | Serviço Hospitalar: | R\$ 4.059,61 | | | | | | | | | | |
| Total Ambulatorial: | R\$ 0,00 | Serviço Profissional: | R\$ 0,00 | | | | | | | | | | |
| | | Total Hospitalar: | R\$ 4.059,61 | | | | | | | | | | |
| Descrição | CID | CBO | Leito | Serviço Classificação | Habilitação | Redes | Origem | Regra Condicionada | Renases | TUSS | | | |

Figura 3-Tabela: Estimativa do custo de uma prótese não convencional articulada distal de membro inferior. Extraído do Sistema de Gerenciamento da Tabela de Procedimentos, Medicamentos e OPM do SUS (SIGTAP)- competência 04/2022. [2]

Usuário: publico

■ Procedimento

| | | | | | | | | | | | | | |
|--|--|-----------------------|------------|-----------------------|-------------|---------------------|----------|-----------------------|----------|------|--|-------------------|------------|
| Procedimento: 07.02.03.123-2 - PROTESE TENDINOSA DE SILICONE | | | | | | | | | | | | | |
| Grupo: | 07 - Órteses, próteses e materiais especiais | | | | | | | | | | | | |
| Sub-Grupo: | 02 - Órteses, próteses e materiais especiais relacionados ao ato cirúrgico | | | | | | | | | | | | |
| Forma de Organização: | 03 - OPM em ortopedia | | | | | | | | | | | | |
| Competência: | 04/2022 Histórico de alterações | | | | | | | | | | | | |
| Modalidade de Atendimento: | Hospitalar Hospital Dia | | | | | | | | | | | | |
| Complexidade: | Não se Aplica | | | | | | | | | | | | |
| Financiamento: | Média e Alta Complexidade (MAC) | | | | | | | | | | | | |
| Sub-Tipo de Financiamento: | | | | | | | | | | | | | |
| Instrumento de Registro: | AIH (Proc. Especial) | | | | | | | | | | | | |
| Sexo: | Ambos | | | | | | | | | | | | |
| Média de Permanência: | | | | | | | | | | | | | |
| Tempo de Permanência: | | | | | | | | | | | | | |
| Quantidade Máxima: | 2 | | | | | | | | | | | | |
| Idade Mínima: | Não se aplica | | | | | | | | | | | | |
| Idade Máxima: | Não se aplica | | | | | | | | | | | | |
| Pontos: | | | | | | | | | | | | | |
| Atributos Complementares: | | | | | | | | | | | | | |
| Valores <table border="1"> <tr> <td>Serviço Ambulatorial:</td> <td>R\$ 0,00</td> <td>Serviço Hospitalar:</td> <td>R\$ 751,99</td> </tr> <tr> <td>Total Ambulatorial:</td> <td>R\$ 0,00</td> <td>Serviço Profissional:</td> <td>R\$ 0,00</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>Total Hospitalar:</td> <td>R\$ 751,99</td> </tr> </table> | | Serviço Ambulatorial: | R\$ 0,00 | Serviço Hospitalar: | R\$ 751,99 | Total Ambulatorial: | R\$ 0,00 | Serviço Profissional: | R\$ 0,00 | | | Total Hospitalar: | R\$ 751,99 |
| Serviço Ambulatorial: | R\$ 0,00 | Serviço Hospitalar: | R\$ 751,99 | | | | | | | | | | |
| Total Ambulatorial: | R\$ 0,00 | Serviço Profissional: | R\$ 0,00 | | | | | | | | | | |
| | | Total Hospitalar: | R\$ 751,99 | | | | | | | | | | |
| Descrição | CID | CBO | Leito | Serviço Classificação | Habilitação | Redes | Origem | Regra Condicionada | Renases | TUSS | | | |

[3] **Figura 4-Tabela:** Estimativa do custo de uma prótese tendinosa de silicone. Extraído do Sistema de Gerenciamento da Tabela de Procedimentos, Medicamentos e OPM do SUS (SIGTAP)- competência 04/2022

Juntando apenas dois filtros, do IBGE e do IDF, de pessoas que podem necessitar do auxílio de implantes para continuar tendo uma vida normal é notável o quanto essa área de estudo, próteses , é importante para a sociedade. Isso sem contarmos pessoas que perderam membros por causas de guerras (Jin, Plott, Chen, et al., 2015) [12] ou pessoas que simplesmente sofreram acidentes que as fizeram perder um membro. O retorno que esse ramo de pesquisa trará é inegável.

Tendo em vista o quanto essa área de estudo é importante e estratégica. É necessário encontrar formas para reduzir os custos de confecção do implante para que seu preço seja mais acessível ao público e menos custoso para o Estado. Uma forma de reduzir os custos é realizando otimizações na estrutura de forma a eliminar materiais excedentes, ou seja, que sua falta não altera a distribuição de forças que o

objeto deve ser capaz de suportar e distribuir e, além disso, que a sensação de conforto do paciente não seja prejudicada.

Portanto, é necessário pesquisar e compreender os métodos de análise de próteses afim de identificar possíveis otimizações capazes de reduzir o material utilizado na confecção, casuando na diminuição de custos. Além disso, é necessários identificar as partes críticas no momento em que a próteses está sendo formulada.

2. Objetivos e Hipóteses.

2.1. Objetivos

Primeiramente, realizar uma ampla revisão bibliográfica sobre o estado da arte referente à projeto estrutural: simulação e otimização de próteses e órteses para aplicação em humanos, bem com a seleção de estudos de casos práticos para tentativa de reprodução da metodologia.

Em sequência, utilizar os dados/ modelos coletados na literatura e fazer estudos de casos envolvendo as técnicas de análise e otimização aplicáveis para o desenvolvimento de próteses e órteses. Em outras palavras, é objetivo do projeto tentar reproduzir as metodologias pesquisadas nas análises estruturais de próteses.

2.1.1. Manufatura tradicional e aditiva

Segundo Wang & et al (2020) [17], a prótese pode ser confeccionado de algumas maneiras. Uma delas é a forma tradicional [13] na qual fazemos um molde do membro danificado, normalmente usando tiras de gesso, (molde negativo) que em sequência será coberto por um material termoplástico (molde positivo) [4]. Depois que o molde positivo esfriar alguns ajustes serão feitos, ex: polir a estrutura, e o paciente já pode ser chamado para verificar sua adaptabilidade ao equipamento (isso é um exemplo de prótese endoenergética). O que os autores criticam nesse método é o gasto elevado com materiais, a qualidade da prótese depender de quem a está fazendo e o fato de ser quase impossível replicar os resultados finais.

Já um processo de produção que está crescendo nos últimos tempos é a Manufatura Aditiva (Additive Manufacturing)-AM. De acordo com Wang & et al (2020) [17], este método, que é um potencial substituto da manufatura tradicional, é uma técnica que cria objetos a partir de informações 3D/ data, sintetizando um objeto em uma sequência camada por camada enquanto o processo de impressão é supervisionado por controles digitais. Tal método teve seu desempenho de análise

melhorado com a utilização do método dos elementos finitos. Esse método, que serve para simular como uma estrutura irá se comportar quando forças externas são aplicadas nela, pode realizar simulações que mostrarão as características mecânicas do conjunto de interesse e como ela irá reagir aos esforços externos.

Segundo Ceretti, et.al (2016) [6], o método/ modelo dos Elementos finitos representa diferentes sistemas físicos, com diferentes tipos de detalhe a depender da aplicação da simulação. As estruturas são modeladas com elementos diferentes para cada propósito particular e, de acordo com os autores, no caso de estruturas complexas humanas, como o tecido ósseo, há uma interação sólido-fluido que não pode ser descrita por matérias típicos da engenharia. A maioria dos tecidos biológicos são finos e tem uma geometria 3D irregular e, por consequência, sua estrutura deveria ser reconstruída, previamente, em camadas 2D utilizando simplificações.

No trabalho de Wang & et al (2020) [17], são citadas algumas tecnologias relacionadas com o AM, sendo as mais comuns dentre elas, escritas em inglês, stereolithography (SL), fused deposition modeling (FDM), selective laser sintering (SLS).

Os autores Jin, Plott, Chen, et al (2015) [12] descrevem em seu trabalho como é feito uma órtese de pé utilizando AM. O primeiro passo é conseguir a geometria 3D do membro, isso pode ser conseguido utilizando um scanner para capturar a geometria do pé diretamente ou pode-se obter a geometria do membro escaneando um molde. A informação obtida sobre a superfície é processado usando um software, no trabalho deles é citado o the Tracer CAD de Ohio Willow Wood, que irá modificar a geometria.

Feitas as alterações geométricas, o arquivo contendo as modificações é exportada no formato STL (Standard Tessellation Language) para outro software, Magics, que ajudará a realizar uma representação de modelo sólido. Também é citado o SolidWorks como software de apoio.

No final, a órtese de pé é sintetizada utilizando o método FDM. Jin, Plott, Chen, et al (2015) [12] fizeram uma busca que diz que que caso a tecnologia FDM melhore, o tempo de impressão da órtese seria de menos de sessenta minutos,

Como podemos notar, as grandes diferenças entre a forma tradicional e a manufatura aditiva são: 1- No tempo em que prótese, ou no exemplo de Jin, Plott, Chen, et al (2015)[12] a órtese de pé, são formuladas. 2- Como o sistema de correção de geometria é feito, levando em conta o fato de que o método dos elementos finitos

consegue auxiliar na análise de distribuição de forças. 3- A diferença na dependência das habilidades manuais do operador. 4- O quanto de materiais são gastos (visto que no caso na forma tradicional, se o paciente não consiga se sentir confortável na prótese endoenergética todo o processo deverá ser refeito).

2.1.2. Obtenção da estrutura biológica para a análise computacional

De acordo com Ceretti, et.al (2016) [6], pelo fato dos tecidos biológicos, como o osso, terem uma geometria 3D irregular e ser quase impossível manualmente realizar o design, sem simplificações extremamente forçadas, foi necessário encontrar uma solução para esse problema. Essa solução consiste na obtenção da estrutura do material biológico através da digitalização da parte em que há interesse.

Há algumas forma de conseguir a estrutura digitalizada, sendo elas utilizando a Ressonância Magnética, Tomografia Computadorizada (TC), Escaneamento com Laser e análise de imagens histológicas.

O processo para conseguir transportar a imagem obtida, por exemplo, pela Tomografia Computadorizada para o computador e as sub etapas para a adequação da imagem obtida em exame, não serão discutidas e refletidas aqui. Isso se deve ao fato de que o processo de correção da imagem obtida no TC é extremamente complexo, depende de uma análise de intensidade da imagem obtida, depende da utilização de diversos métodos de correção de imagem onde a mesma é analisada em pontos utilizando o operador Laplaciano, a direção e a intensidade da borda do ponto são encontrados pelo gradiente e métodos que dividem a imagem pelas propriedades dela (intensidade, ruído e propriedades das bordas) são utilizados para separar a análise. Waltz, (2020) [16].

Mesmo assim, citarei, brevemente, um dos métodos que foi mencionado como o mais comum em análises intermediárias. Segundo Waltz (2020) [16] o método chamado Thresholding, ou limiarização, consiste na divisão da imagem pela intensidade luminosa e é o método mais comum para a segmentação de ossos a partir das imagens obtidas pela TC. Além disso, segundo informações coletadas pelo autor:

“A tomografia computadorizada tem sido a modalidade escolhida para segmentação do esqueleto humano devido ao contraste radiológico entre tecidos duros e moles gerado por ela.” (Waltz, 2020, p60). [16]

A imagem da estrutura que é de interesse ajudará o profissional responsável pela análise a identificar os contornos do membro, verificar a quantidade de camadas de tecidos biológicos na região e as condições de saúde do membro. Todas essas informações podem ser importadas para um software adequado no qual haverá todo um processo de correção da geometria.

2.1.3. Propriedades ósseas do osso e tensões envolvidas na análise.

Como já mencionado, os ossos crescem de acordo com as forças que atuam sobre a estrutura. Essa explicação vem da Lei de Wolff que, em outras palavras, diz que a relação do tamanho dos ossos é representado por uma função da intensidade e da direção das forças mecânica que agem sobre essa estrutura Hall(2016) [9].

As deformações e as sobrecargas são causadas quando a estrutura sofre uma distorção ou quando há uma carga de flexão. Quando há a sobrecarga, o osso é remodelado de modo que a nova estrutura apresente um aumento de massa e densidades ósseas totais.

“deformações são traduzidas em mudanças no formato e na força do osso por meio de um processo conhecido como remodelagem. A remodelagem envolve a reabsorção do osso mais antigo, danificado pela fadiga, e a formação subsequente de um osso novo. Modelagem óssea é o termo dado para a formação de um osso novo que não é precedido pela reabsorção, e é o processo pelo qual os ossos imaturos crescem”- Hall (2016) [9]

Os processos de modelagem e remodelagem dos ossos ocorrem por causa da atuação dos osteócitos, células que encontram-se dentro dos tecidos ósseos, que são sensíveis as alterações no fluxo de fluidos internos da estrutura do osso. Quando há um deformação, o fluxo dos fluídos no poros do osso é aumentado.

Esse aumento no fluxo dos fluídos causa, como descrito no livro de Hall(2016) [9], uma resposta dos osteócitos. Essa resposta faz com que os osteócitos estimulem

a produção de osteoblastos e osteoclastos que, essas sim, são as estruturas biológicas que reabsorvem os tecidos ósseos antigos e produzem o osso novo.

Os ossos no corpo humano são muitos mais resistentes a forças que causam compressão, esmagamento, do que forças que causam tração ou ao cisalhamento que pode ter sido causado por uma torção na estrutura, Hall (2016) [9]. A depender de qual força estamos tratando, teremos uma tipo de fratura na estrutura. “A natureza de uma fratura depende da direção, magnitude, taxa de carga e duração do estímulo mecânico aplicado”- Hall(2016) [9]

Na figura abaixo, Figura 5, temos os tipos de fratura.

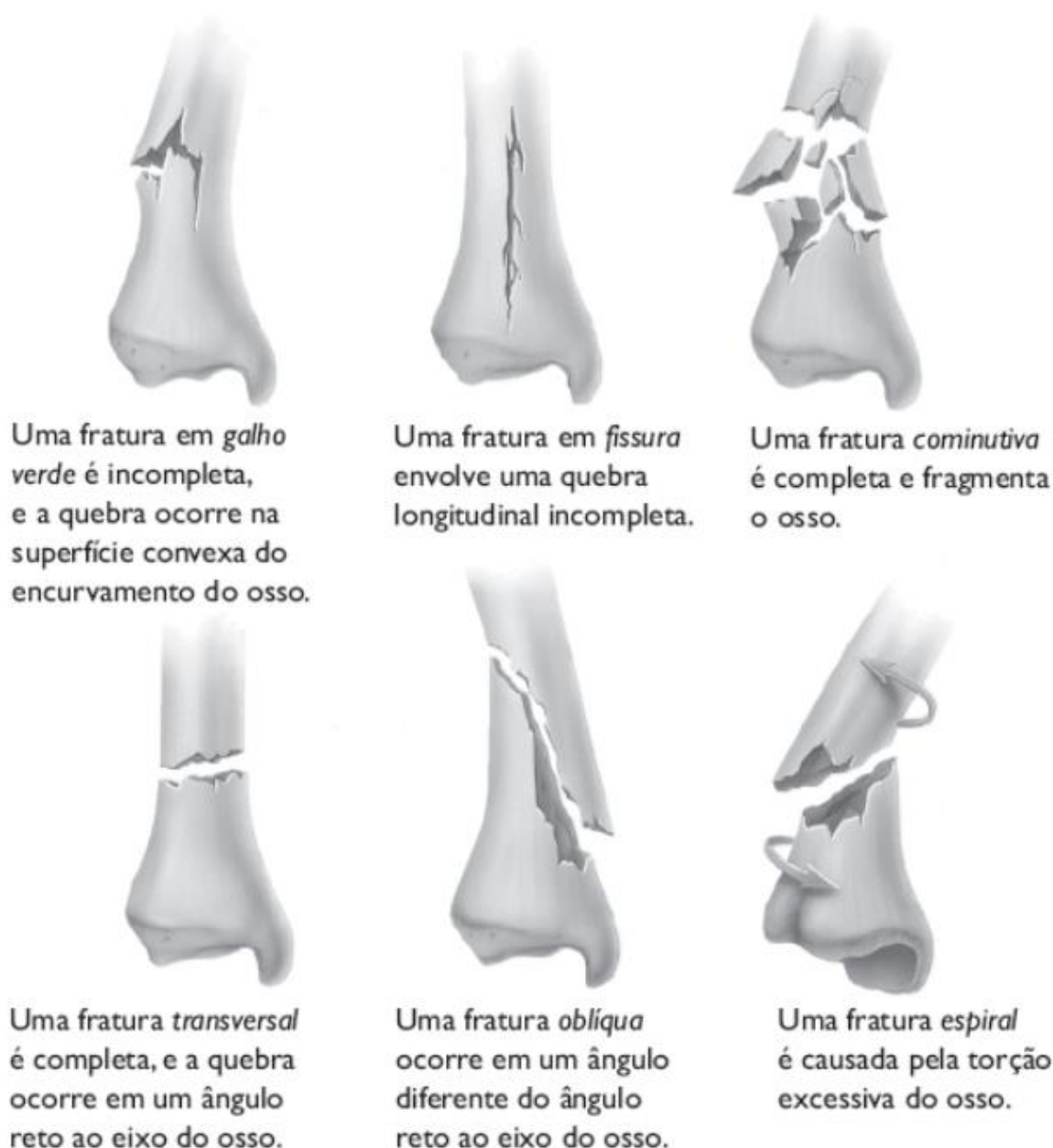


Figura 5-Tipos de fratura. De Shier, Butler e Lewis. Hole's Human Anatomy and Physiology, © 1996.Reimpressa com a permissão de The McGraw-Hill Companies, Inc.- Retirado de Hall, Susan J. Biomecânica básica. Revisão técnica Eliane Ferreira. – 7. ed. – Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016. Bibliografia: p132-135. [9]

Podemos escrever o Torque da seguinte forma:

F= Força (N).

$$T = Fd_{\perp}$$

d_{\perp} = distância perpendicular da linha de ação da força para o eixo de rotação (m)

Podemos escrever a tensão de cisalhamento da seguinte forma:

$$\tau = \frac{T \cdot \rho}{J}$$

T= Torque (N*m)

J= momento de inércia polar (m

2.2. Hipóteses:

Quando queremos otimizar estruturas na área da engenharia biomédica, diminuir gastos com materiais e distribuir forças de forma mais precisa, são realizadas simulações em softwares que verificam em qual região pode-se retirar uma quantidade de material sem que os coeficientes de segurança e a análise de distribuição do coeficiente de elasticidade fiquem comprometidos.

Na engenharia civil, uma estrutura muito utilizada para diminuir gastos com a construção são as treliças. A suposição que está sendo feita aqui é que esse rearranjo geométrico do sistema articulado de treliças, que é muito utilizado na construção civil, pode ser aplicado em próteses e órteses de forma a primeiro: Diminuir o consumo de materiais e, em segundo lugar, diminuir os custos para a confecção do implante.

3. Metodologia.

A primeira parte do projeto consiste em uma pesquisa qualitativa, bibliográfica, onde o objetivo principal é separar uma grande quantidade de projetos, artigos e periódicos nos quais sejam tratados o processo de cálculo de tensões nas próteses. Além disso, a pesquisa também servirá como base para a reprodução dos métodos

Os principais canais de pesquisa serão: a plataforma digital ScienceDirect, PubMed, ResearchGate, Acervo/ coleção digital de trabalhos acadêmicos de faculdades: PUC, UTFPR, UNESP entre outras faculdades que possuem o Curso de Engenharia Biomédica. Por último, haverá uma seleção de artigos pelo portal IEEE Access.

4. Cronograma

Quadro 1-Cronograma do projeto.

[illegible]

5. Referências bibliográficas

1. BRASIL, Ministério da Saúde, Secretária de Atenção à Saúde, Portaria Nº 403, de 7 de maio de 2015.
2. BRASIL, Ministérios da Saúde, DATASUS, Prótese não convencional articulada distal de membro inferior. Disponível em: <http://sigtap.datasus.gov.br/tabela-unificada/app/sec/procedimento/exibir/0702031151/04/2022> . Acessado em: 14 de março, 2022.
3. BRASIL, Ministérios da Saúde, DATASUS, Prótese Tendinosa de Silicône. Disponível em: <http://sigtap.datasus.gov.br/tabela-unificada/app/sec/procedimento/exibir/0702031232/04/2022>
4. [Bubble Forming an Orfitrans Prosthetic Socket. Youtube, 25 de março, 2020. Duração: 3 minutos. Disponível em: https://www.youtube.com/watch?v=iFzhH-WWEh4 . Acessado em: 20 de março, 2022.](https://www.youtube.com/watch?v=iFzhH-WWEh4)
5. Carrington, Anne. L. Abbot Caroline A. Griffiths, Joan. Jackson, Nicky. Johnson, Sylvia R. Kulkarni, Jai. R.E. Van Ross, Ernest. J.M. Boulton, Andrew. A Foot Care Program for Diabetic Unilateral Lower-Limb Amputees. Disponível em: <https://diabetesjournals.org/care/article/24/2/216/24050/A-Foot-Care-Program-for-Diabetic-Unilateral-Lower> . Acessado em: 31 de março, 2022.
6. Ceretti, Elisabetta. Fiorentino, Antonio. Potential of modeling and simulations of bioengineered devices: Endoprostheses, prostheses and orthoses. ResearchGate, 2016. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/301538929_Potential_of_modeling_and_simulations_of_bioengineered_devices_Endoprostheses_prostheses_and_orthoses . Acessado em: 12 de março, 2022
7. Diabetes around the world in 2021. IDF Diabetes Atlas, 2021. Disponível em: <https://diabetesatlas.org/> . Acessado em: 6 de abril, 2022.
8. Ferreira Tavares, Gustavo; Garcia, Luiz Henrique; de Oliveira Andrade, Adriano. Infográfico: Órteses e Próteses. Zenodo, 2019. Disponível em: <https://zenodo.org/record/3530528#.YkW6AijMKUI> . Acessado em: 31 de março, 2022.
9. Hall, Susan J. Biomecânica básica. Revisão técnica Eliane Ferreira. – 7. ed. – Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016. Bibliografia: p123-124, p132-135. ISBN 978-85-277-2910-9
10. IBGE. Censo Demográfico 2010: Características Gerais da População, Religião e Pessoas com Deficiência. Rio de Janeiro, 2012, p. 28.
11. IBGE. PESSOAS COM DEFICIÊNCIA. Gov.br. Disponível em: <https://educa.ibge.gov.br/jovens/conheca-o-brasil/populacao/20551-pessoas-com-deficiencia.html> . Acesso em: 30 de março, 2022.
12. Jin, Yu-na. Plott Jeff. Chen Roland. Wensman, Jeffery. Shih, Albert. A Review of the Traditional and Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses. ScienceDirect, 2015. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212827115004370> Acessado em: 12 de março, 2022
13. Making of a Below Knee Diagnostic Test Socket | Prosthetic Orthotic Solutions International. Youtube, 19 de outubro, 2016. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=xpNx5s9DDfo> . Acessado em: 31 de março, 2022.
14. Pains, Clarissa. Próteses mais modernas ainda esbarram nos altos preços. O Globo, 4 de setembro de 2017. Disponível em: <https://blogs.oglobo.globo.com/to-dentro/post/proteses-mais-modernas-ainda-esbarram-nos-altos-precos.html> Acessado em: 4 de abril de 2022.
15. Silvia. E, Juliana. Título: Otimização topológica de modelos de próteses femorais completas. 2017. Projeto de Graduação apresentado ao Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Rio, Universidade do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2017. Disponível em: <https://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/colecao.php?strSearch=Otimiza%C3%A7%C3%A3o+topol%C3%B3gica+de+modelos+de+pr%C3%B3teses+femorais+completas&strTit=&strAut> Acessado em: 12 de abril, 2022.
16. Waltz, Flávio. Segmentação dos ossos do joelho a partir de imagens de tomografia computadorizada. 2020. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em engenharia biomédica)- Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2020.
17. Yang, Yan; Tan, Qitao; et al. A Review of the Application of Additive Manufacturing in Prosthetic and Orthotic Clinics from a Biomechanical Perspective. ScienceDirect, 2020. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095809920302575> Acessado em: 3 de março, 2022.

