

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**ANDERSON DE OLIVEIRA FERREIRA**

**ANÁLISE DAS TENSÕES EM UMA PRÓTESE DE COTOVELO**

**PATO BRANCO**

**2022**

**ANDERSON DE OLIVEIRA FERREIRA**

**ANÁLISE DAS TENSÕES EM UMA PRÓTESE DE COTOVELO**

**Stress analysis in an elbow prosthesis**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação apresentado como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica do Curso de Bacharelado em Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues

Coorientador: Dra. Gabriela Wessling Oening Dicati

**PATO BRANCO**

**2022**



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

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

**ANDERSON DE OLIVEIRA FERREIRA**

**ANÁLISE DAS TENSÕES EM UMA PRÓTESE DE COTOVELO**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação apresentado como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica do Curso de Bacharelado em Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Data de aprovação: 02/dezembro/2022

---

Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Fabiano Ostapiv  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Giovanni Bratti  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**PATO BRANCO**  
**2022**

Dedico este trabalho à minha família, pelos momentos de ausência e aos meus colegas pelos momentos que compartilhamos juntos no âmbito acadêmico.

## **AGRADECIMENTOS**

Com certeza estes efímeros parágrafos não irão abranger a todas as pessoas que fizeram parte dessa minha importante conquista. Portanto, peço minhas sinceras desculpas aquelas que não foram mencionadas em meio a essas palavras, contudo, saibam que fazem parte do meu pensamento e de minha gratidão.

Agradeço primeiramente a minha família, em especial a minha mãe a qual sempre me deu o total apoio, tanto emocional quanto financeiro. Eles são a razão dessa conquista, pois acredito sem o apoio incondicional deles seria muito difícil superar esse desafio.

Segundo agradeço aos professores que estiveram presentes durante toda a minha jornada acadêmica, em especial ao meu professor orientador Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues e a minha professora coorientadora Gabriela Wessling Oening Dicati, ambos me orientaram durante a confecção do meu trabalho de conclusão de curso, além de serem os responsáveis por despertar em mim o interesse por esse campo de conhecimento da engenharia mecânica.

E por fim, gostaria de agradecer aos meus colegas que me ajudaram durante o curso, dentre as mais variadas formas. Também agradeço aos que por ventura duvidaram da minha capacidade, estes contribuíram mais para me dar forças para concluir minha graduação.

Só se pode alcançar um grande êxito quando  
nos mantemos fiéis a nós mesmos.  
(NIETZSCHE, Friedrich, 1900)

## RESUMO

Os problemas relacionados a membros que por algum motivo deixaram de desempenhar suas funções, ou as estão desempenhando de forma parcial, devido a acidentes, esforços repetitivos, ou até mesmo má formação proveniente do nascimento, faz com que cada vez mais pessoas recorram ao uso de prótese. Para a articulação do cotovelo, a necessidade do uso de prótese dá-se pelo desgaste devido a doenças ou acidentes envolvendo os tecidos ósseo ou cartilaginoso da articulação. Para melhorar a vida das pessoas que possuem alguma dessas complicações, estudos direcionados para o ramo da biomecânica, medicina e engenharia de materiais avançam em largos passos na direção do melhoramento e desenvolvimento de produtos biocompatíveis e com propriedades mecânicas que possam ser o mais próximo possível do tecido humano. O trabalho em questão avaliou o comportamento de uma prótese de cotovelo modelada no programa SolidWorks em relação as tensões obtidas com a modificação do material considerando três carregamentos distintos. Dois desses carregamentos são indicados como condição permanente, ou seja, restrições de cargas limites que o paciente deve impor ao órgão depois da cirurgia, e uma terceira carga considerada diz respeito a um teste de fadiga obtido da literatura. Assim, foi verificado quais dos materiais apresentaram as maiores e menores tensões, e em quais situações as tensões máximas se aproximaram da tensão de escoamento do próprio material, em quais pontos elas ocorreram e foi relacionado esses pontos a problemas descritos na literatura. Dos três materiais selecionados o que apresentou as maiores tensões máximas nas configurações de teste foi a cerâmica zircônia endurecida em alumina (ZTA) e o que apresentou as menores tensões foi a liga de titânio Ti6Al4V.

**Palavras-chave:** prótese de cotovelo; biomateriais; biomecânica; elementos finitos; simulação numérica.

## ABSTRACT

Problems related to members who for some reason stopped playing their functions, or are partially performing them, due to accidents, efforts repetitive, or even malformation from birth, makes more and more people resort to the use of prostheses. For the elbow joint, the need to use prosthesis occurs due to wear due to diseases or accidents involving bone tissues or cartilage of the joint. To improve the lives of people who have any of these complications, studies directed to the field of biomechanics, medicine and engineering of materials advance in large steps towards the improvement and development of products biocompatible materials and with mechanical properties that can be as close as possible to the human tissue. The work in question evaluated the behavior of an elbow prosthesis modeled in the SolidWorks program in relation to the stresses obtained with the modification of the material considering three different loads. Two of these loads are indicated as a permanent condition, that is, limit load restrictions that the patient must impose to the organ after surgery, and a third load considered concerns a test of fatigue obtained from the literature. Thus, it was verified which of the materials presented the highest and minor stresses, and in which situations the maximum stresses approached the stress flow of the material itself, at which points they occurred and these were related to points to problems described in the literature. Of the three materials selected, the one that presented highest maximum stresses in the test settings was the zirconia ceramic hardened in alumina (ZTA) and the one that presented the lowest tensions was the titanium alloy Ti6Al4V.

**Keywords:** elbow prothesis; biomaterials; biomechanics; finite elements; numerical simulation.



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1 – Estrutura óssea do cotovelo. . . . .</b>	<b>15</b>
<b>Figura 2 – Principais ligamentos do cotovelo. . . . .</b>	<b>15</b>
<b>Figura 3 – Movimentos fletidos do cotovelo. . . . .</b>	<b>16</b>
<b>Figura 4 – Movimentos torcionais do cotovelo. . . . .</b>	<b>16</b>
<b>Figura 5 – Prótese como todos seus componentes. . . . .</b>	<b>17</b>
<b>Figura 6 – Tornier Latitude. . . . .</b>	<b>19</b>
<b>Figura 7 – Zimmer Coonrad-Moorey. . . . .</b>	<b>19</b>
<b>Figura 8 – Tornier Souther-Strathclyde. . . . .</b>	<b>20</b>
<b>Figura 9 – Biomet Kudo. . . . .</b>	<b>20</b>
<b>Figura 10 – Evolução da funcionalidade e da capacidade regenerativa dos biomateriais ao longo de seu desenvolvimento. . . . .</b>	<b>22</b>
<b>Figura 11 – Diversos usos de biomateriais no corpo humano. . . . .</b>	<b>23</b>
<b>Figura 12 – Utilização de biomateriais poliméricos no corpo humano. . . . .</b>	<b>25</b>
<b>Figura 13 – Modelo geral para análise de um sistema discreto usando o MEF. . . . .</b>	<b>27</b>
<b>Figura 14 – Fluxograma das etapas necessárias para o desenvolvimento do estudo. . . . .</b>	<b>29</b>
<b>Figura 15 – Prótese de cotovelo em Plano Isométrico. . . . .</b>	<b>30</b>
<b>Figura 16 – Prótese de cotovelo com seus componentes e principais medidas, em milímetros. . . . .</b>	<b>31</b>
<b>Figura 17 – Esquematização de teste de fadiga em prótese de cotovelo realizado por Varadarajan e Kincaid (2019). . . . .</b>	<b>33</b>
<b>Figura 18 – Aplicação da força no braço totalmente estendido. . . . .</b>	<b>34</b>
<b>Figura 19 – Representação da malha gerada para a simulação. . . . .</b>	<b>35</b>
<b>Figura 20 – Tensões de von Mises na liga de Ti6Al4V com carga de 2 lbf. . . . .</b>	<b>36</b>
<b>Figura 21 – Tensões de von Mises na liga de Ti6Al4V com carga de 5 lbf. . . . .</b>	<b>37</b>
<b>Figura 22 – Tensões de von Mises na liga de Ti6A4V com carga de 22,5 lbf. . . . .</b>	<b>38</b>
<b>Figura 23 – Tensões de von Mises no aço inoxidável 316L com carga de 2 lbf. . . . .</b>	<b>39</b>
<b>Figura 24 – Tensões de von Mises no aço inoxidável 316L com carga de 5 lbf. . . . .</b>	<b>40</b>
<b>Figura 25 – Tensões de von Mises no aço inoxidável 316L com carga de 22,5 lbf. . . . .</b>	<b>41</b>
<b>Figura 26 – Tensões de von Mises na zirconia endurecida em alumina com carga de 2 lbf. . . . .</b>	<b>42</b>

Figura 27 – Tensões de von Mises na ZTA com carga de 5 lbf. . . . .	43
Figura 28 – Tensões de von Mises na ZTA com carga de 22,5 lbf. . . . .	44
Figura 29 – Ponto de máxima tensão de von Mises. . . . .	44
Figura 30 – Pontos de falhas obtidos em testes <i>in vitro</i> e em testes <i>in vivo</i> . . . . .	47

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades do Ti6Al4V, 316L e <i>Zirconia Endurecida em Alumina (ZTA)</i> . . . . .	32
Tabela 2 – Propriedades do <i>Polietileno de Ultra Peso Molecular (UHMWPE)</i> . . . . .	32
Tabela 3 – Tensões máximas de Von Mises no Ti6Al4V com carga de 2 lbf. . . . .	36
Tabela 4 – Tensões máximas de von Mises no Ti6Al4V com carga de 5 lbf. . . . .	37
Tabela 5 – Tensões máximas de von Mises no Ti6Al4V com carga de 22,5 lbf. . . . .	37
Tabela 6 – Tensões máximas de von Mises no aço inoxidável 316L com carga de 2 lbf. . . . .	38
Tabela 7 – Tensões máximas de von Mises no aço inoxidável com carga de 5 lbf. . . . .	39
Tabela 8 – Tensões máximas de von Mises no aço inoxidável com carga de 22,5 lbf. . . . .	40
Tabela 9 – Tensão máxima de von Mises na ZTA com carga de 2 lbf. . . . .	41
Tabela 10 – Tensão máxima de von Mises na ZTA com carga de 5 lbf. . . . .	42
Tabela 11 – Tensão máxima de von Mises na ZTA com carga de 22,5 lbf. . . . .	43
Tabela 12 – Tensões obtidas nas simulações para 2 lbf. . . . .	45
Tabela 13 – Tensões obtidas nas simulações para 5 lbf. . . . .	45
Tabela 14 – Tensões obtidas nas simulações para 22,5 lbf. . . . .	45

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Vantagens e desvantagens do uso de implantes <i>linked</i> e implantes <i>un-linked</i> . . . . .	21
Quadro 2 – Principais biomateriais metálicos e algumas de suas aplicações. . . . .	24
Quadro 3 – Principais biocerâmicas e algumas de suas aplicações. . . . .	24
Quadro 4 – Polímeros utilizados no corpo humano . . . . .	26

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

### Siglas

ATC	<i>Artroplastia Total de Cotovelo</i>
HDPE	<i>Polietileno de Alta Densidade</i>
MEF	<i>Método dos Elementos Finitos</i>
PMMA	<i>Polimetacrilato</i>
UHMWPE	<i>Polietileno de Ultra Peso Molecular</i>
ZTA	<i>Zirconia Endurecida em Alumina</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
<b>1.1</b>	<b>Justificativa</b>	<b>14</b>
<b>1.2</b>	<b>Objetivos</b>	<b>14</b>
1.2.1	Objetivo geral	14
1.2.2	Objetivos específicos	14
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>15</b>
<b>2.1</b>	<b>Cotovelo</b>	<b>15</b>
2.1.1	Artroplastia do cotovelo	17
<b>2.2</b>	<b>Prótese</b>	<b>18</b>
2.2.1	Prótese de cotovelo	18
<b>2.3</b>	<b>Biomateriais</b>	<b>21</b>
2.3.1	Biomateriais metálicos	23
2.3.2	Biomateriais cerâmicos	24
2.3.3	Biomateriais poliméricos	25
<b>2.4</b>	<b>Métodos dos elementos finitos</b>	<b>26</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>29</b>
<b>3.1</b>	<b>Modelagem tridimensional</b>	<b>30</b>
<b>3.2</b>	<b>Determinação dos materiais</b>	<b>31</b>
<b>3.3</b>	<b>Determinação dos esforços</b>	<b>32</b>
<b>3.4</b>	<b>Simulação numérica</b>	<b>34</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>36</b>
<b>4.1</b>	<b>Análise Ti6Al4V</b>	<b>36</b>
<b>4.2</b>	<b>Análise aço inoxidável 316L</b>	<b>38</b>
<b>4.3</b>	<b>Análise zirconia endurecida em alumina (ZTA)</b>	<b>41</b>
<b>4.4</b>	<b>Análise geral dos resultados</b>	<b>45</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>48</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>50</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Há diversas causas que podem fazer com que o ser humano opte pelo uso de uma prótese. Geralmente a escolha é feita por necessidades que impõem situações incapacitantes, como no caso de desgaste de um osso ou articulação ou até mesmo de perda de um membro. A articulação que apresenta com maior frequência a perda da mobilidade em decorrência de traumatismos é o cotovelo. Além disso, os acidentes também podem lesar essa articulação de maneira irreparável, levando, assim, a uma completa perda nos movimentos Pinto *et al.* (2011).

Ravaglioli e Krajewski (1991), afirmam que as falhas envolvendo o uso de próteses podem se originar de diversos fatores, como: má escolha dos materiais na seleção do projeto ou na fabricação do implante, sobrecarga, impacto, fadiga, desgaste, cirurgia mal feita ou ainda deficiência óssea do paciente.

Com o avanço da ciência, esse problema vem se tornando mais fácil de solucionar e pode ser corrigido através de uma cirurgia chamada de artroplastia do cotovelo. Contudo, a *Artroplastia Total de Cotovelo* (ATC) é um procedimento cirúrgico pouco comum, realizado em casos selecionados de doenças incapacitantes do cotovelo. Isso se deve a alguns fatos agravantes como: altos custos da cirurgia e as controvérsias da performance das próteses (LIMA *et al.*, 2018).

Existe a necessidade de não rejeição que o corpo humano pode impôr à prótese, portanto, é necessário que ela seja fabricada de um material que possua propriedades muito semelhantes à do organismo, chamados de biomateriais (KAWACHI *et al.*, 2000). Quanto a performance das próteses, os materiais biológicos possuem um comportamento complexo, fazendo com que esse tema seja objeto de constantes pesquisas (GUBAUA, 2016; SCHWARTSMANN *et al.*, 2012).

Uma prótese de cotovelo é constituída essencialmente por um haste umeral e uma haste da ulna que se articulam. Essas hastes são unidas por um pino e um parafuso que juntamente com as buchas feitas em material polimérico garantem a articulação do conjunto (KHAN, 2021). Esses componentes foram alvos de análise de tensões e de materiais neste trabalho. Para isso, foi utilizada a tecnologia computacional para analisar como as forças externas, impacto e fadiga agem sobre os componentes da prótese.

Para obter-se as tensões que a prótese está submetida, foi empregado o *Método dos Elementos Finitos* (MEF) por meio do pacote de simulação do software SolidWorks. Esse método é utilizado em problemas que não podem ser solucionados de maneira analítica. Ele permite identificar como os materiais se comportam quando submetidos a esforços mecânicos para então serem utilizados em próteses sem causar prejuízos ao organismo do paciente, ou seja, de maneira indireta permite identificar quais são os materiais que possuem as melhores propriedades mecânicas, assim, garantindo uma longevidade maior para a vida da prótese, pois, quando se pensa na fabricação de próteses para uso humano, a segurança em todos os aspectos de engenharia deve ser pautada (HAYASAKI; SOUSA, 2006; OZTEMEL; GURSEV, 2020).

## 1.1 Justificativa

Esse estudo irá contribuir para o entendimento do comportamento mecânico da prótese quando sobre ação de um esforço mecânico. Com isso é possível verificar a relação das tensões com os materiais que constituem a prótese. Assim, os resultados podem auxiliar os profissionais de saúde ou quem venha a projetar uma prótese na tomada das decisões de qual material usar para que se assemelhe melhor com as características do osso.

Assim, os pontos listados a baixo, destacam as principais justificativas para a escolha do tema:

- Melhorar o entendimento das cargas envolvidas no uso de uma prótese de cotovelo;
- Auxiliar no projeto de uma prótese de cotovelo;
- Fornecer dados a profissionais de saúde para auxiliar na escolha de qual material se adequa melhor a necessidade do paciente;

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivo geral

Analisar o comportamento estrutural em materiais usados em próteses aplicadas em cirurgias de artroplastia total de cotovelo.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Etapas a serem realizadas para que se atinja o objetivo geral:

- I. Descrever as características mecânicas da articulação e dos ossos do cotovelo;
- II. Pesquisar quais são os tipos de próteses usadas em ATC e materiais comumente usados na sua confecção para selecionar um modelo para a etapa de simulação e seleção de materiais;
- III. Modelar a prótese;
- IV. Obter os valores de tensões de von Mises e pontos de aplicação, via análise de elementos finitos feitos no *Solidworks*;
- V. Usar as propriedades mecânicas obtidas na literatura dos materiais para compará-los;

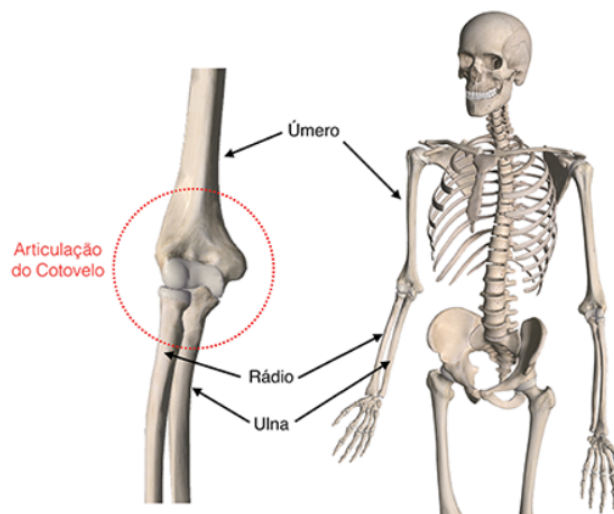


## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Cotovelo

O cotovelo é uma articulação do tipo “dobradiça” formado por três ossos: o osso do braço, chamado úmero, e os ossos rádio e ulna que compõem o antebraço (Figura 1). Os principais estabilizadores do cotovelo são os ligamentos colaterais medial e lateral e o ligamento anular (Figura 2) (TRIBST *et al.*, 2012).

**Figura 1 – Estrutura óssea do cotovelo.**



Fonte: Ramos (2016).

**Figura 2 – Principais ligamentos do cotovelo.**

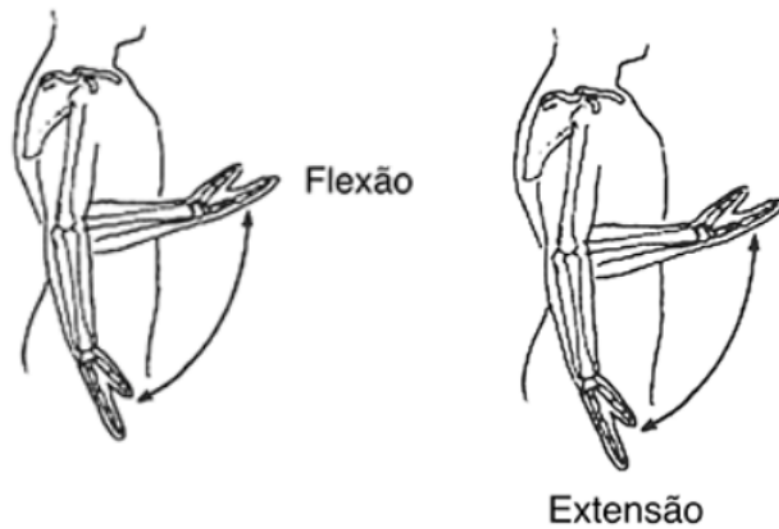


Fonte: Ramos (2016).

Para Bennett, Green e Tullos (1992), a estabilização do cotovelo depende de dois fatores: um estático e um dinâmico. Tribst *et al.* (2012) afirma que, a estabilidade estática depende da relação entre os ossos que formam a estrutura do cotovelo, ao passo que a estabilidade dinâmica se relaciona com a musculatura e os ligamentos.

Conforme Ramos (2016), os movimentos básicos do cotovelo garantem as funções diárias básicas do antebraço e da mão como alcançar algo longe do corpo (extensão); levar a mão em direção ao corpo ou à boca (flexão); girar a palma da mão para baixo como no ato de digitação (pronação) ou, ainda, conduzir a palma da mão para cima a fim de girar a maçaneta para abrir uma porta (supinação), esses movimentos podem ser observados nas Figuras 3 e 4.

**Figura 3 – Movimentos fletidos do cotovelo.**



Fonte: Ramos (2016).

**Figura 4 – Movimentos torcionais do cotovelo.**



Fonte: Adaptado de Ramos (2016).

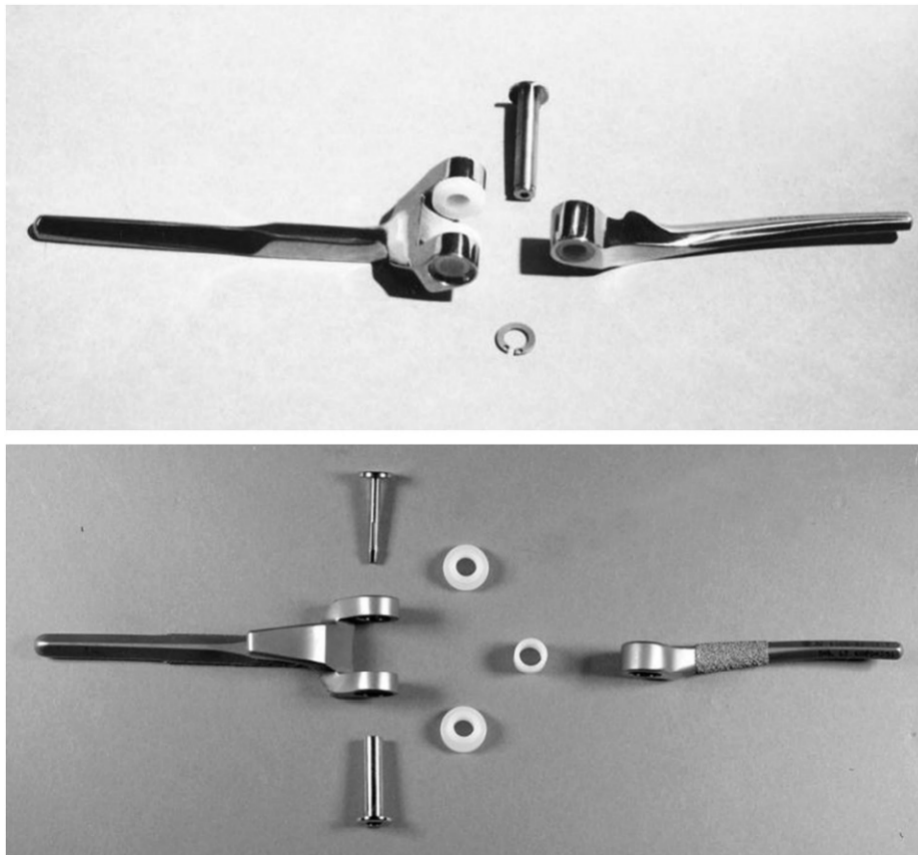
### 2.1.1 Artroplastia do cotovelo

As artroplastias de cotovelo podem ser classificadas como Artroplastia de interposição ou total. Na artroplastia de interposição há uma remodelação das superfícies articulares por consolidação viciosa, é a técnica mais indicada para paciente jovens. Na artroplastia total de cotovelo, os componentes articulares que apresentam elevada degeneração das superfícies articulares, são removíveis e substituídos pela prótese (FILHO; GALVÃO, 2010).

Segundo Sousa *et al.* (2009), atualmente a artrite reumatóide e a artrose pós traumática são os principais indicativos da necessidade de uma ATC. A causa que leva a perda de mobilidade do cotovelo está relacionado, com o convívio de três articulações confinadas em uma única cápsula articular e numa estreita relação com os tecidos envolventes (PINTO *et al.*, 2011).

Para Lima *et al.* (2018), as intervenções cirúrgicas de ATC, são majoritariamente realizados em mulheres, com faixas de idade variando entre 60 e 70 anos. No processo cirúrgico da ATC, há duas peças separadas uma para a ulna e uma para o úmero essencialmente, ambas as peças são unidas por um pino acoplado em uma bucha de polietileno (Figura 5) (BENEGAS *et al.*, 2011).

**Figura 5 – Prótese como todos seus componentes.**



**Fonte: Day (2009).**

De acordo com Kincaid e An (2013), a artroplastia total do cotovelo é um procedimento clinicamente bem-sucedido, mas as taxas de sobrevivência de implantes a longo prazo têm

historicamente ficado para trás, quando comparados aos implantes relatados para quadris e joelhos. Complicações clínicas associadas ao desgaste do implante, osteólise, o afrouxamento do caule e a fratura do dispositivo têm sido identificados como razões para uma sobrevivência limitada a longo prazo de implantes de cotovelo.

## 2.2 Prótese

Segundo Completo (2006), a utilização de próteses ortopédicas cresce a cada ano, seja pelo envelhecimento da população ou pelo aumento da prática de atividades físicas. As próteses são aparelhos ou dispositivos destinados a substituir parcialmente ou totalmente um membro, órgão ou tecido. São classificadas como: internas; externas e estéticas.

### 2.2.1 Prótese de cotovelo

Segundo Celli (2002) a partir de 1975, as alterações introduzidas nos vários desenhos de próteses de cotovelo, começaram a ser realizadas com o objetivo de aumentar a liberdade de rotação, assim, buscando reproduzir a cinemática articular com a maior proximidade à executada pela articulação real.

De acordo com Khan (2021), a prótese de cotovelo limita-se predominantemente à substituição da articulação úmero-ulna e consiste em um haste umeral e uma haste da ulna que se articulam. A maioria das próteses de cotovelo, portanto, omite as outras duas articulações: articulações úmero-radial e radioulnar proximal. Quanto a fixação, as hastes do úmero e da ulna podem ser longas ou curtas, dependendo da exigência do cirurgião e essas hastes podem ser fixadas nos ossos com ou sem cimento *Polimetacrilato* (PMMA), com predominância de configurações cimentadas. Nesse último caso, as próteses são preparadas para serem fixadas por osseointegração, a prótese é fixada por parafusos e os componentes apresentam porosidade ou irregularidades na superfície nas regiões de contato com o osso, para que assim o osso possa crescer dentro desse meio poroso, fixando a prótese (TECCHIO, 2019).

Em relação a forma como são unidos o componente umeral e componente ulnar, e o nível de varo-valgo que a prótese pode proporcionar podem ser classificadas em:

- Ligadas (*linked*) e não-ligadas (*unlinked*);
- Restrita (*constrained*), semi-restrita (*semi constrained*) e irrestrita (*unconstrained*);

O termo restrita, semi-restrita e irrestrita refere-se ao grau de liberdade de giro da articulação substituída, ou seja, a capacidade de uma prótese de fornecer estabilidade em varo-valgo e flexo-extensão diante de frouxidão ligamentar ou perda óssea. Dependendo do formato, as próteses de cotovelo ligadas e não-ligadas podem ser: restritas(*constrained*), semi-restritas (*semi constrained*) ou irrestritas (*unconstrained*) (KHAN, 2021). Segundo Celli (2002), o design

de próteses de cotovelo restritas, as mais utilizadas simplesmente reproduz uma dobradiça uniaxial feita de metal — duas superfícies metálicas deslizando um sobre o outro durante o movimento de flexão-extensão. Há ainda outro modelo pouco utilizado que pode ser chamado de semi-ligado, nesse caso a prótese é ligada nos componentes úmero-ulna e não-ligada nos componentes úmero-rádio como é o caso da (Figura 6) (RAMSEY, 2010).

**Figura 6 – Tornier Latitude.**



**Fonte: Adaptado de Ramsey (2010).**

Khoo *et al.* (2016) afirma, que os dois tipos mais comuns de implantes de cotovelo usado no campo médico atual para ATC são o implante de cotovelo não-ligado (*unlinked*) (Figura 9) e o implante de cotovelo ligado (*linked*) (Figura 7).

**Figura 7 – Zimmer Coonrad-Moorey.**

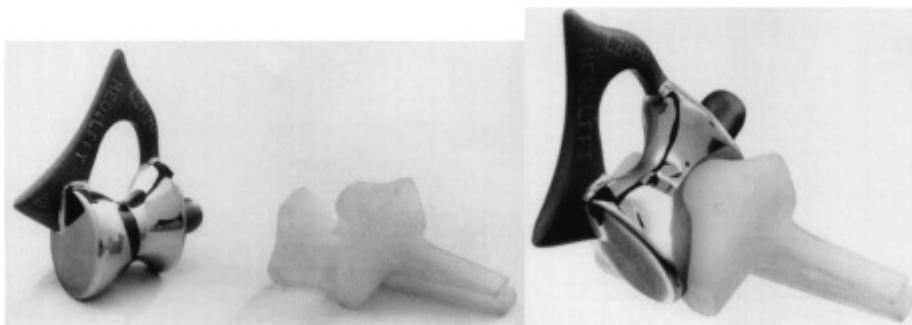


**Fonte: Adaptado de Ramsey (2010).**

A decisão de usar um implante ligado ou não ligado é geralmente feito no pré-operatório. Essa escolha se dá baseada em alguns fatores: grau de liberdade de movimentos pós recuperação, idade, diagnóstico e estado da articulação. Sendo que, um importante ponto a ser observado é o estado dos ligamentos colaterais, pois os ligamentos darão estabilidade necessária para o caso de próteses não-ligadas (MARSH; KING, 2013).

Segundo Khoo *et al.* (2016) os implantes ligados mais comuns são a prótese Coonrad-Morrey do fabricante Zimmer (Figura 7), e os implantes não-ligados mais comuns são as próteses Souter-Strathclyde da fabricante Tornier (Figura 8) e Kudo da fabricante Biomet (Figura 9).

**Figura 8 – Tornier Souther-Strathclyde.**



Fonte: Adaptado de Day (2009).

**Figura 9 – Biomet Kudo.**



Fonte: Adaptado de Day (2009).

Os prós e contras das opções foram comparados. O Quadro 1 mostra as vantagens e desvantagens das próteses ligadas em relação as não-ligadas.

**Quadro 1 – Vantagens e desvantagens do uso de implantes *linked* e implantes *unlinked*.**

Prótese Ligada ( <b>Linked</b> )	
<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
Alta estabilidade articular	Alto risco de afrouxamento mecânico devido à maior tensão na interface, causando maior risco de falha
Indicada para pacientes com ligamento com insuficiência motora	Cirurgia complicada
Pode ser usado em pacientes com perda óssea acentuada	Não pode ser realizado em casos de hemiartroplastia
Melhor amplitude nos movimentos	
Prótese não-ligada ( <b>Unlinked</b> )	
<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
Menor risco de desgastes	Necessitam de maior precisão no posicionamento dos componentes
Menos invasivo na estrutura óssea	Pode deslocar a articulação
Maior facilidade de revisão cirúrgica	Difícil de realizar se houver perda óssea severa ou ligamento insuficiente
Pode ser realizado em casos de hemiartroplastia	

Fonte: Adaptado de Khoo *et al.* (2016).

### 2.3 Biomateriais

O termo biomaterial vem sendo amplamente utilizado por vários autores ao longo dos anos para os materiais que fazem referência a compatibilidade de sua composição com algum tecido vivo. Segundo Pires, Bierhalz e Moraes (2015), os biomateriais são definidos como dispositivos que entram em contato com sistemas biológicos, e realizam alguma tarefa com característica similar a função original do sistema que necessita de reparo, um biomaterial pode ser sintético ou natural.

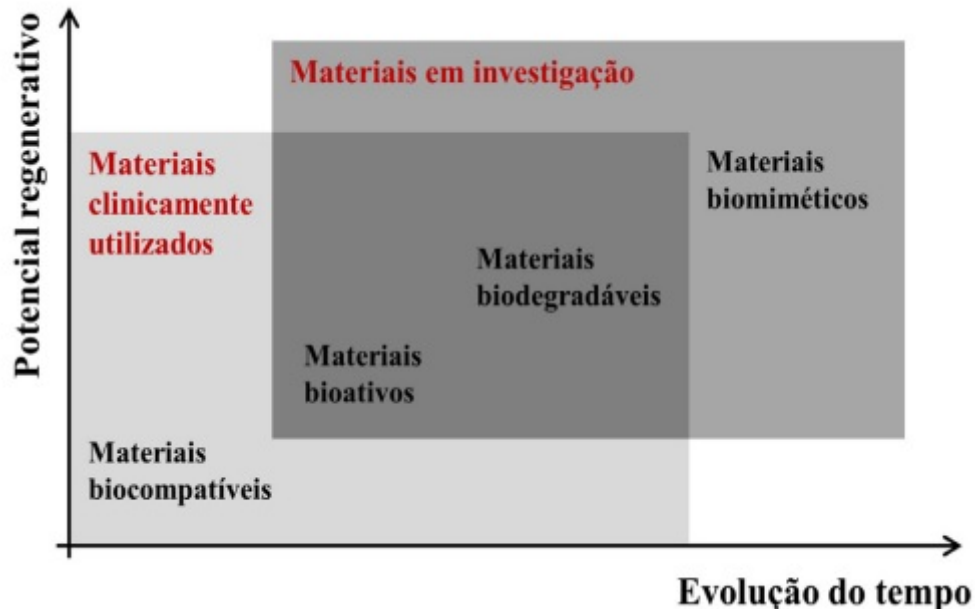
Consideram-se três gerações de biomateriais. A primeira foca principalmente na eficiência, com materiais inertes como o ouro, marfim, vidro, madeira e o polimetacrilato. O design, por outro lado, não era, ainda, objeto de exploração (BARCELOS, 2016).

Segundo Barcelos (2016), a segunda geração inicia-se em 1970 como emprego de materiais com um maior grau de engenharia. As experiências adquiridas da primeira geração foram aperfeiçoadas com o avanço no campo da medicina, engenharia e ciência dos materiais. Foi nessa fase que surgiram as ligas de titânio (Ti) e cobalto-cromo-molibdênio (Co–Cr–Mo).

A terceira geração de biomateriais teve seu início com o surgimento da biomimética, com materiais desenvolvidos para funções específicas no organismo e vem até os dias atuais, com o emprego da engenharia de tecidos (BARCELOS, 2016). Tem-se trabalhado com o conceito de biomimética, buscando-se materiais que participem de forma ativa no processo de recuperação, atuando no tecido de forma específica, com estimulação em nível celular. Tal conceito evolutivo no desenvolvimento e utilização de biomateriais é ilustrado na Figura 10, que indica

também que os materiais mais usados clinicamente na atualidade são majoritariamente das categorias biocompatíveis, bioativos e biodegradáveis, e os mais pesquisados, os bioativos, os biodegradáveis e os biomiméticos (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015).

**Figura 10 – Evolução da funcionalidade e da capacidade regenerativa dos biomateriais ao longo de seu desenvolvimento.**



Fonte: Pires, Bierhalz e Moraes (2015).

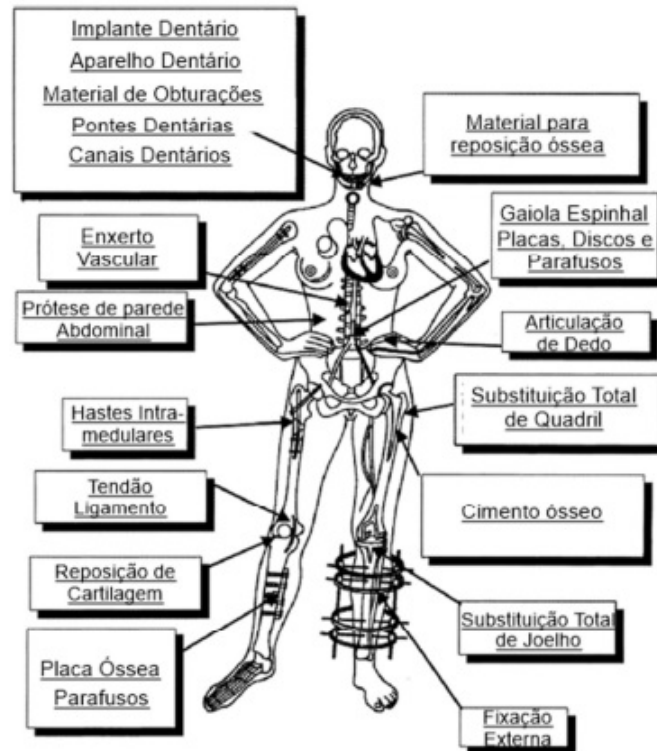
Segundo Silva (2006, p.6-7), os principais fatores para se selecionar um biomaterial são as características físicas, químicas e mecânicas. São elas:

- a resistência mecânica, tendo que ser alta em implantes odontológicos e ortopédicos, pelo fato destes serem estruturais e substituírem tecidos de alta dureza;
- o módulo de elasticidade, torção ou flexão, que deve ser o suficiente para que o material sofra as cargas funcionais e retorne ao estado original;
- a fadiga, que é o ponto em que o material passa a não suportar os esforços cíclicos e apresenta trincas;
- a taxa de permeação, essencialmente alta em lentes de contato, já que estas estarão em contato com o ar o tempo todo;
- a absorção de água, que pode mudar as demais características físicoquímico-biológicas dos materiais, além de colaborar para sua degradação;
- a bioestabilidade, que deve existir em implantes permanentes;
- o método de esterilização, o qual pode alterar o estado energético da superfície de um material e, conseqüentemente, a sua resposta biológica.



Segundo (HASIRCI, 2018) os biomateriais podem ser aplicados em diversas partes do corpo humano, na Figura 11 é possível observar alguns dos locais mais comuns:

**Figura 11 – Diversos usos de biomateriais no corpo humano.**



Fonte: Filho (2019).

### 2.3.1 Biomateriais metálicos

Os metais possuem características que os tornam únicos, pois, geralmente são duros, opacos, brilhantes, maleáveis, dúcteis e bons condutores. Essas características tornam esse material fonte de muitos estudos para caracterizá-lo como biomaterial (CALLISTER, 2000).

O emprego de metais na biomedicina apresenta vantagens como: resistência a altas tensões, resistência à fadiga, resistência ao desgaste, são facilmente esterilizados, entre outros. Contudo, apresentam desvantagens que precisam ser observadas, como: corrosão, alta densidade, liberação de íons metálicos e alta toxicidade (CALLISTER, 2000).

De acordo com Hasirci (2018), a tabela periódica é formada predominantemente por metais, cerca de 80%, porém, poucos podem ser enquadrados como biomateriais devido a facilidade com que sofrem corrosão quando em contato com o organismo humano. Os metais que são mais usados na medicina são o titânio e suas ligas, ligas de cobalto-cromo e aço inoxidável; usados em articulações artificiais, placas, fios, parafusos, entre diversos outros.

No Quadro 2 é possível observar os principais metais usados atualmente na medicina.

**Quadro 2 – Principais biomateriais metálicos e algumas de suas aplicações.**

<b>Metal</b>	<b>Aplicação</b>
Aço Inoxidável	Elementos de fixação interna e implantes de quadril
Ligas de Cobalto-Cromo	Implantes de articulações Odontologia
Ligas de Titânio	Implantes de quadril implantes dentários Pinos de união

**Fonte: Adaptado de Hasirci (2018).**

### 2.3.2 Biomateriais cerâmicos

Segundo Callister (2000) as cerâmicas são conhecidas por compor uma das classes de materiais com elevada dureza, alta resistência a elevadas temperaturas, porém, são extremamente frágeis. Essas características estão diretamente ligadas à forma como ocorrem as ligações e arranjos que os átomos estão dispostos em sua estrutura molecular. Esses materiais são definidos como substâncias inorgânicas e não metálicas, e são constituídos por elementos metálicos e não metálicos unidos por meio de ligações iônicas ou covalentes.

De acordo com Hasirci (2018), quando comparados aos metais, as cerâmicas apresentam algumas propriedades que são mais requeridas, sendo elas a inércia química, resistência ao calor, baixa densidade, baixa taxa de corrosão, elevada dureza e rigidez. Por outro lado, apresentam desvantagens, sendo elas baixa resistência à tração, fabricação mais complexa e um módulo de elasticidade baixo.

Dá-se o nome de biocerâmica às cerâmicas utilizadas como biomateriais (HASIRCI, 2018). As biocerâmicas mais utilizadas no campo da medicina podem ser observadas no Quadro 3.

**Quadro 3 – Principais biocerâmicas e algumas de suas aplicações.**

<b>Biocerâmica</b>	<b>Aplicações</b>
Alumina	Substituição de Articulações Implantes Dentários
Zircônia	Substituição de Articulações
Fosfato de Tricálcio	Enxertos Ósseos Reparação Óssea Revestimento de Biomateriais
Vidros bioativos	Substituição de Ossos
Porcelana	Restauração Dentária
Fosfato de Zinco	Cimento Dentário
Carbono pirolítico	Revestimento para dispositivos em contato com sangue
Biovidros provenientes de elementos de terras raras	Dispositivos terapêuticos de administração de medicamentos

**Fonte: Adaptado de Filho (2019).**

### 2.3.3 Biomateriais poliméricos

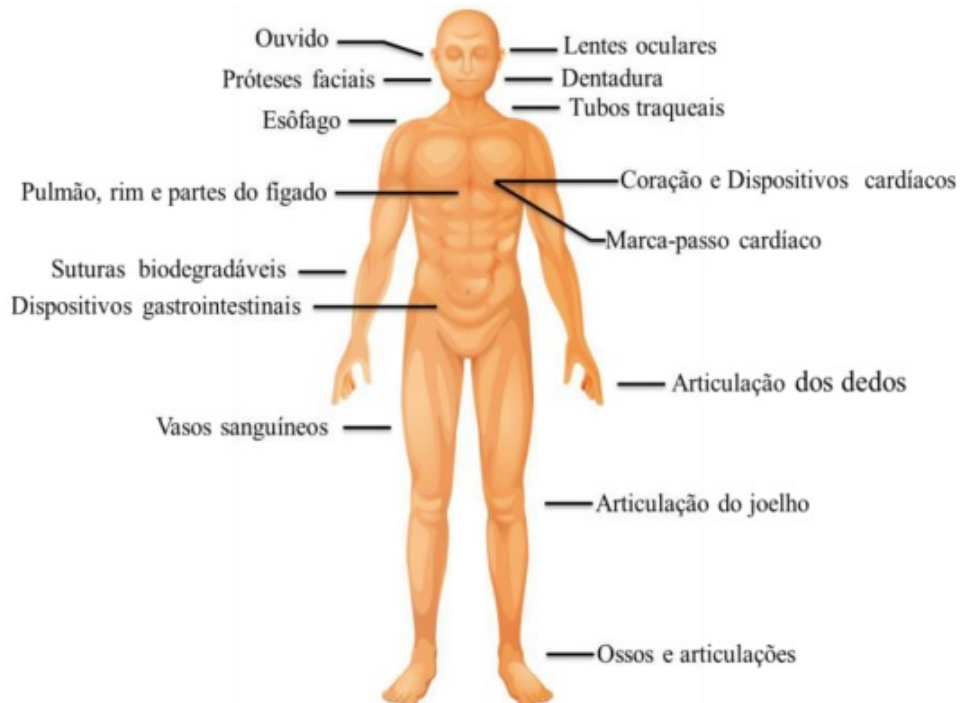
Desde a Segunda Guerra Mundial, com o desenvolvimento da engenharia e a busca por aperfeiçoamento e desenvolvimento de materiais, os polímeros sintéticos, como o cloreto de polivilina (PVC) e o polietileno (PE), foram desenvolvidos. Os materiais poliméricos podem ser facilmente encontrados na natureza, alguns exemplos são a madeira, a seda e até mesmo o algodão (BARCELOS, 2016).

De acordo com Callister (2000), os materiais poliméricos são geralmente compostos essencialmente por carbono, hidrogênio e elementos não metálicos. Os polímeros sintéticos têm um custo na sua fabricação baixo e dependendo da maneira como se dá sua fabricação. De acordo com a sua forma de fabricação, esses materiais podem apresentar características mecânicas que os aproxima de metais e cerâmicos, assim, o tornando um produto barato e competitivo comercialmente (BARCELOS, 2016).

Os polímeros são muito usados na área médica e odontológica pois oferecem uma fabricação simples e de baixo custo e uma boa conformabilidade (BARCELOS, 2016). Os polímeros são aplicados a diversas partes do corpo humano.

Na Figura 12, são mostrados partes do corpo humano onde os polímeros são utilizados com maior frequência.

**Figura 12 – Utilização de biomateriais poliméricos no corpo humano.**



**Fonte: Barcelos (2016).**

Para Pires, Bierhalz e Moraes (2015), um ponto importante que deve ser levado em consideração para a seleção de polímeros quanto a sua aplicação, é seu grau de degradação, pois, essa variável ajuda a estimar a durabilidade do material durante seu uso *in vivo*.

Os polímeros mais utilizados e suas aplicações principais estão no Quadro 4.

**Quadro 4 – Polímeros utilizados no corpo humano**

Polímeros utilizados no corpo humano		
Polímero	Área	Aplicação
Acrílico	Médica-Odontológica	Ouvido e dispositivos auriculares, dentaduras, adesivos, implantes faciais e ossos
Polietileno	Médica	Ouvido e dispositivos auriculares, segmento do esôfago e buchas em implantes articulados.
Silicone	Médica	Tubos traqueais, dispositivos cardíacos, dispositivos gastrointestinais, articulações dos dedos e ossos.
Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE)	Médica-Odontológica	Implantes dentários, articulações e ossos.
Nylon	Médica	Tubos traqueais, dispositivos, gastrointestinais e ossos.
Poliéster	Médica	Dispositivos cardíacos, marca-passo, dispositivos para o pulmão, rins e fígados, vasos sanguíneos.

**Fonte: Adaptado de Filho (2019).**

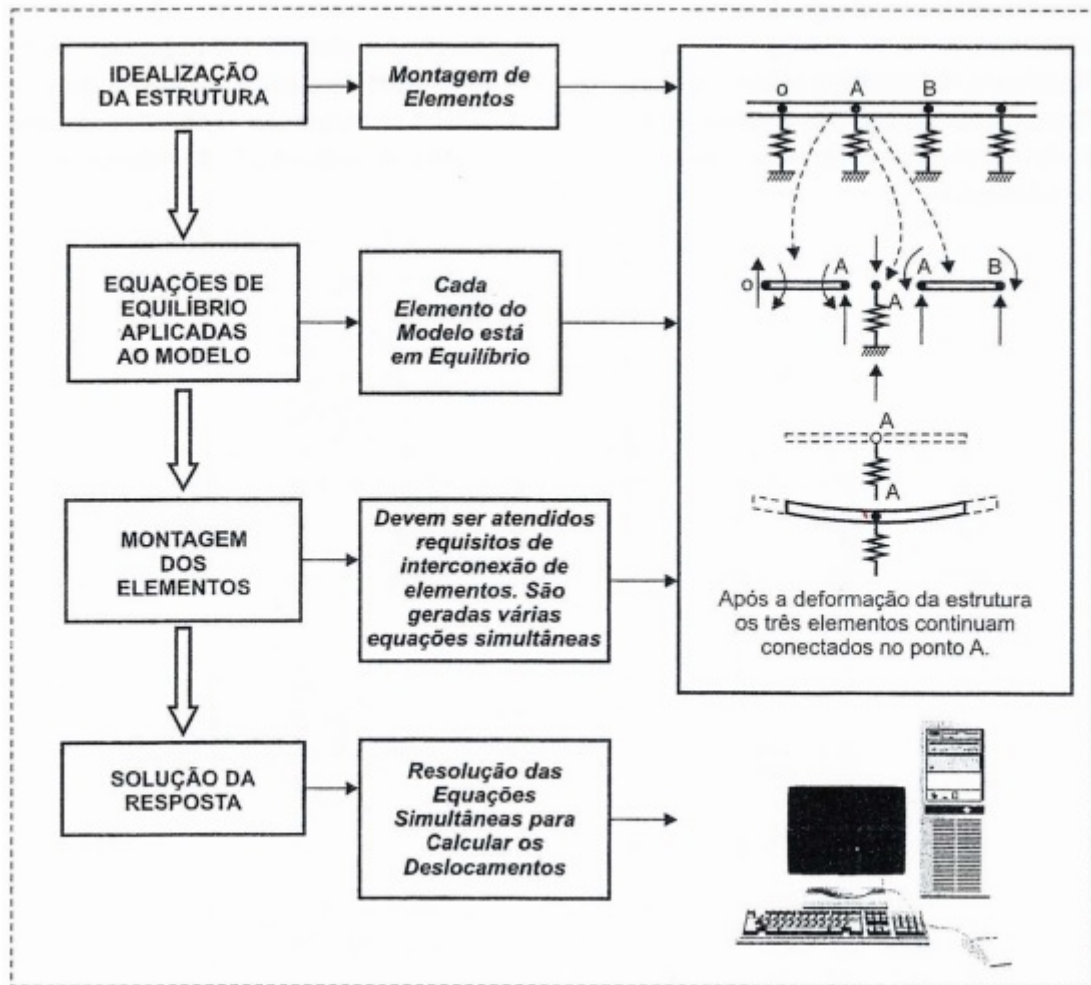
## 2.4 Métodos dos elementos finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma técnica numérica computacional criada para prever o comportamento estrutural, mecânico, térmico, elétrico e químico de sistemas, além, de possuir uma ampla área de aplicação que vai desde a área matemática à biológica (LOTTI *et al.*, 2006).

Segundo Lotti *et al.* (2006), em linhas gerais, pode-se definir o MEF como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. A estrutura, o componente mecânico ou, de forma geral, o corpo contínuo é subdividido em um número finito de partes (os elementos), conectados entre si pelos pontos discretos, que são chamados de nós (FILHO, 2018).

Uma esquematização de solução para sistemas discretos por meio do MEF pode ser observado na Figura 13.

Figura 13 – Modelo geral para análise de um sistema discreto usando o MEF.



Fonte: Filho (2018).

A figura acima exemplifica um modelo geral de uma viga apoiada em molas. De acordo com Filho (2018), a quantidade de equações algébricas que podem ser geradas em um sistema com muitos elementos é grande, sendo necessário o uso de computadores para armazenamento de dados e resolução das mesmas. O MEF utiliza uma notação matricial que facilita a análise de todas as equações geradas.

Para a avaliação estrutural em próteses, esse método tem uma grande utilidade, pois a análise de uma estrutura complexa como é a da prótese em questão, pode ser obtida de maneira análoga à análise de tensões em estruturas mecânicas. A modelagem e a simulação fornecem uma visão detalhada da resistência mecânica quando submetidos, principalmente, a esforços externos, o que permite obter previsibilidade de falhas e otimizar o projeto da prótese antes do processo de fabricação (HAYASAKI; SOUSA, 2006; ZIENKIEWICZ OLGIERD CECIL E TAYLOR, 2.000).

Através do *software* Solidworks é possível realizar simulações e obter tensões equivalentes de von Mises. O critério de tensão de von Mises máxima ou energia de distorção máxima

diz que o escoamento de um material dúctil ocorre quando a tensão de von Mises se iguala com o limite de tensão do material analisado (HIBBELER, 2004).

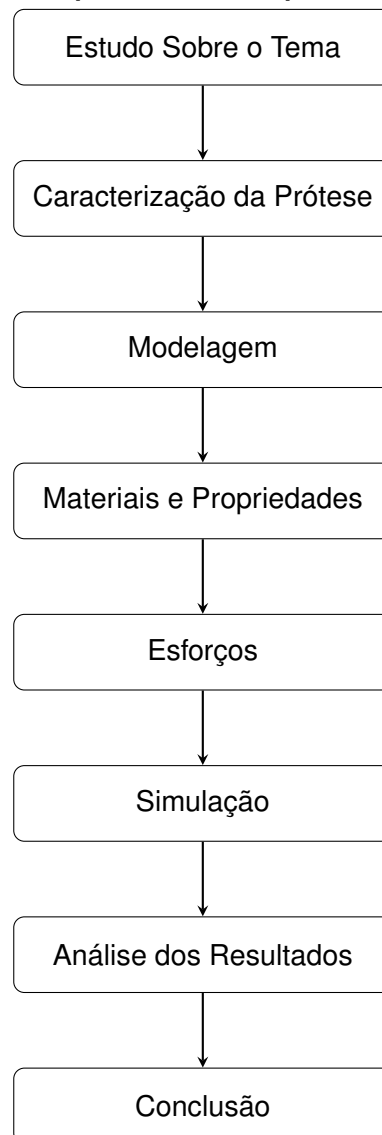
### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo consiste em modelar tridimensionalmente uma prótese de cotovelo do tipo ligada (*linked*) e restrita (*constrained*), fabricada na empresa Zimmer Biomet com sede em Warsaw, Indiana, Estados Unidos da América, a prótese em questão é o modelo Coonrad-Morrey Total Elbow. O modelo tridimensional foi elaborado no *software* SolidWorks. Como etapas subsequentes a modelagem da prótese, definem-se os materiais utilizados e suas propriedades, bem como os esforços no qual a prótese estará sujeita.

Para submeter a prótese às condições definidas e realizar a simulação, utilizou-se o *software* Solidworks para aplicação do método de elementos finitos.

A Figura 14 apresenta um Fluxograma com a sequência de etapas necessárias para o desenvolvimento do referendo estudo.

**Figura 14 – Fluxograma das etapas necessárias para o desenvolvimento do estudo.**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

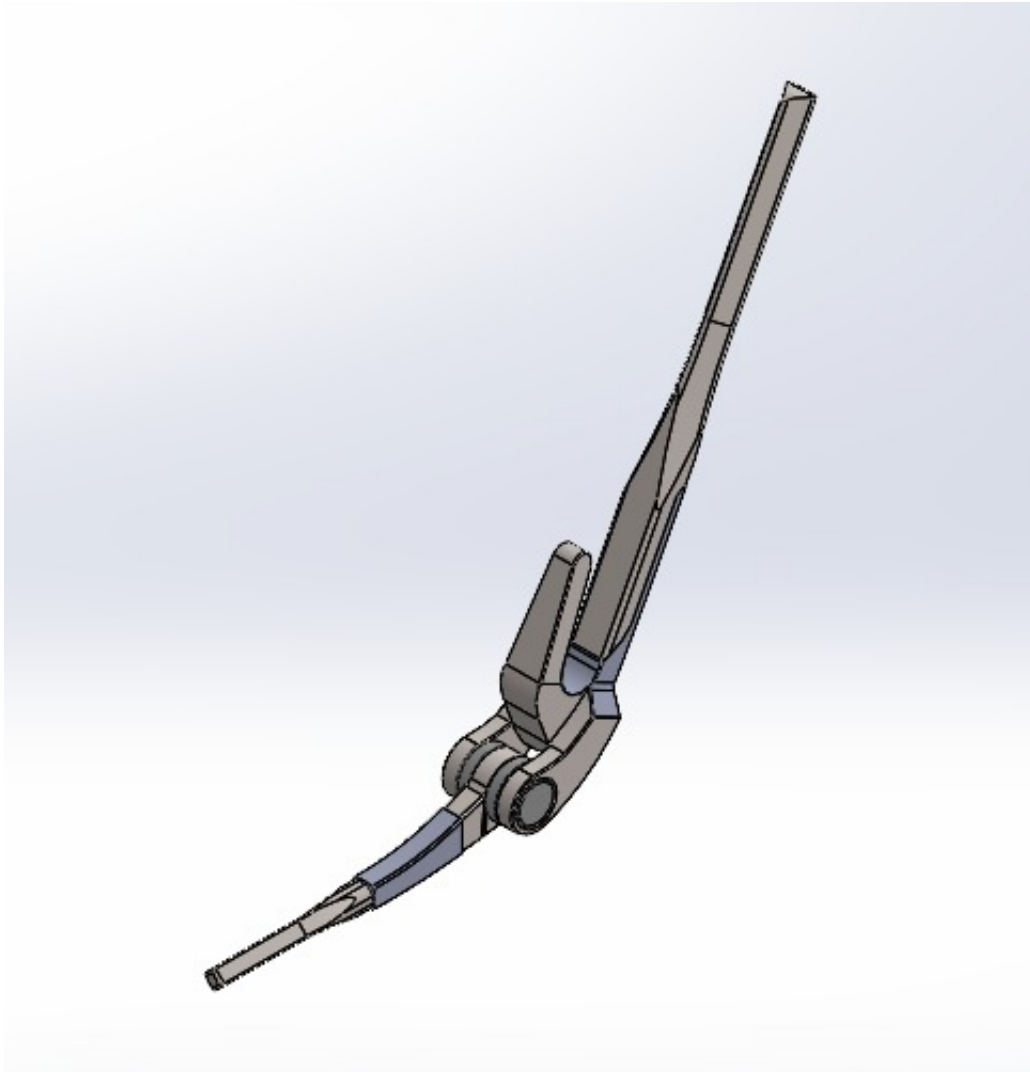
### 3.1 Modelagem tridimensional

Nessa etapa o desenho tridimensional da prótese ganhou forma através do software SolidWorks. Um modelo da prótese foi obtido de Meng (2017) e algumas alterações na angulação dos componentes Ulnaral e Ulnar foram baseadas no artigo de Morrey (2005).

Algumas medidas foram adotadas em virtude da falta de informação na literatura das cotas exatas de tamanho de todos os componentes.

O modelo da prótese em vista isométrica está na Figura 15, e uma visão da prótese desmontada com todos seus componentes e principais dimensões em milímetros está na Figura 16.

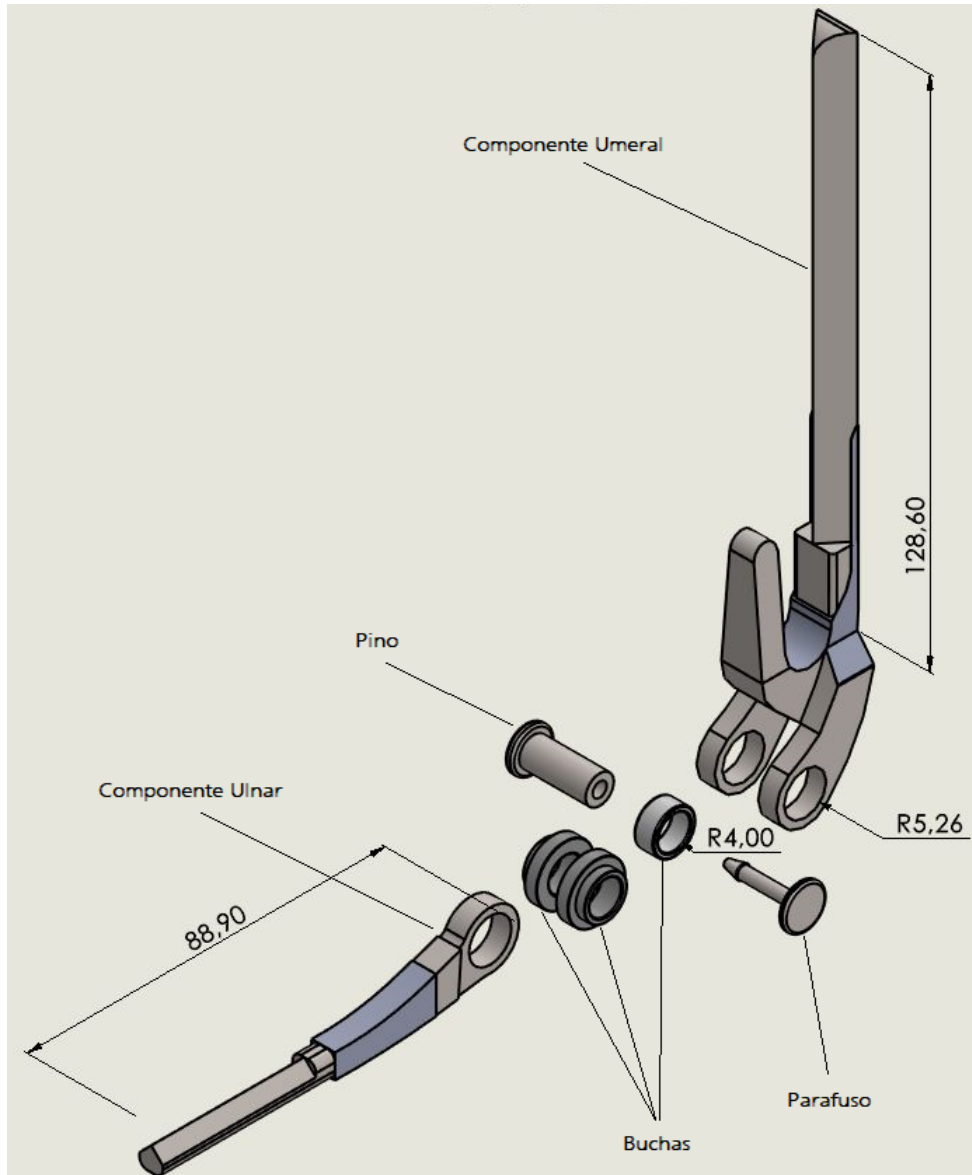
**Figura 15 – Prótese de cotovelo em Plano Isométrico.**



Fonte: Autoria Própria (2022).



Figura 16 – Prótese de cotovelo com seus componentes e principais medidas, em milímetros.



Fonte: Autoria Própria (2022).

### 3.2 Determinação dos materiais

As próteses em geral são constituídas em metal, cerâmica ou polímero. Contudo, maioritariamente há uma combinação desses materiais em determinadas partes ou componentes que formam a prótese. Na lista de materiais metálicos usados estão o aço inoxidável, ligas de titânio e para cerâmicas, alumina, zircônia e a ZTA, sendo a última uma combinação das outras duas. Já os polímeros mais utilizados são o polietileno, em particular o UHMWPE, ou o *Polietileno de Alta Densidade* (HDPE).

No referido estudo utilizou-se os materiais liga de titânio Ti6Al4V, o aço inoxidável 316L e a cerâmica ZTA para os componentes umeral, ulnar, pino e parafuso. Para os componentes

que permitem o deslizamento sem o atrito do mecanismo, ou seja as buchas, considerou-se o material UHMWPE.

Cada material possui uma característica importante, além de todos serem biocompatíveis. A escolha se deu primordialmente pelas diferenças nos valores do módulo de elasticidade. A liga de titânio Ti6Al4V é o material menos rígido escolhido, enquanto que o mais rígido é a cerâmica ZTA.

Na Tabela 1 e Tabela 2 encontram-se um resumo das propriedades mecânicas dos materiais que constituem a prótese.

**Tabela 1 – Propriedades do Ti6Al4V, 316L e ZTA.**

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Tensão de Escoamento (MPa)	Resistência à Flexão (MPa)	Coefficiente de Poisson
Ti6Al4V	116	795-875	-	0,25
Aço Inoxidável 316L	260	290	-	0,30
ZTA	360	-	700	0,23

Fonte: Adaptado de Tecchio (2019), Chatterjee, Kobylinski e Basu (2018) e Merola e Affatato (2019).

**Tabela 2 – Propriedades do UHMWPE.**

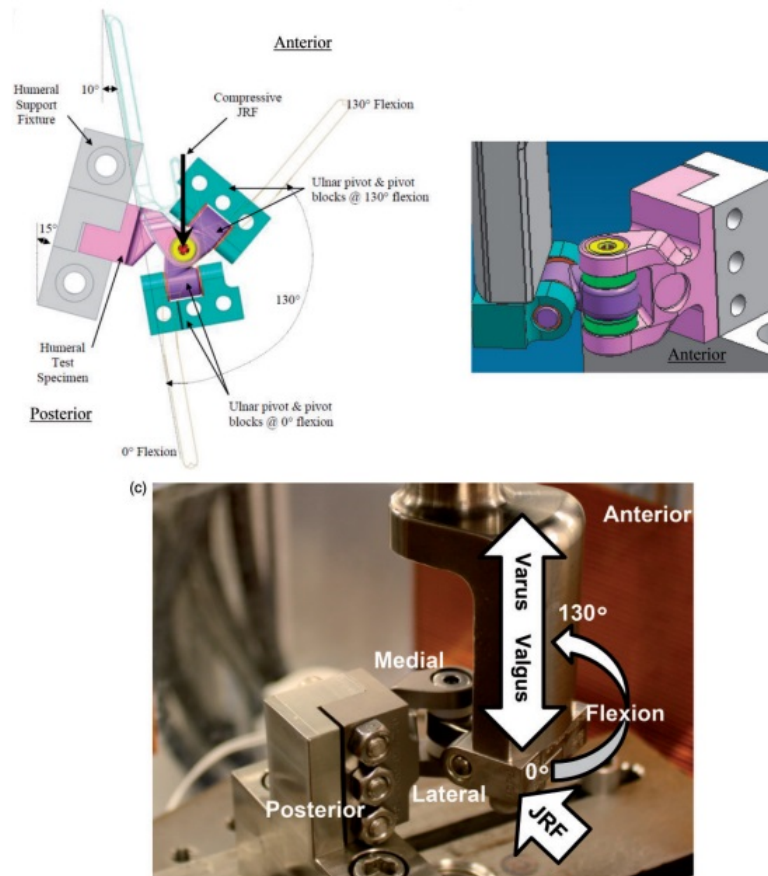
Propriedades	UHMWPE
Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	0,928
Resistência à tração (10 <sup>2</sup> Kgf/cm <sup>2</sup> )	2,8 - 4,2
Alongamento na ruptura (%)	200/500
Módulo de flexão (10 <sup>4</sup> Kgf/cm <sup>2</sup> )	0,7 - 1,2
Dureza Rockwell R	67
Resistência ao impacto (Kg)	Não quebra

Fonte: Adaptado de Coutinho, Mello e Maria (2003).

### 3.3 Determinação dos esforços

Para as simulações foram consideradas três cargas para a aplicação na prótese. As duas primeiras cargas de 2 lbf (8,89 N) e 5 lbf (22,24 N) foram obtidos do trabalho de Marsh e King (2013), indicados como condição permanente à pacientes que tenham realizado uma artroplastia total de cotovelo, pode-se dizer ainda, que essas cargas são referentes a dois tipos de atividades: repetitivas e de esforço pontual, sendo 2 lbf e 5 lbf indicados para cada uma, respectivamente. A terceira carga foi baseado no estudo de Varadarajan e Kincaid (2019), para avaliar a falha em próteses em processos de fadiga com carga máxima de teste de 22,5 lbf (100 N), variando-se o ângulo de 0° à 130° em movimentos de flexão-extensão (Figura 17).

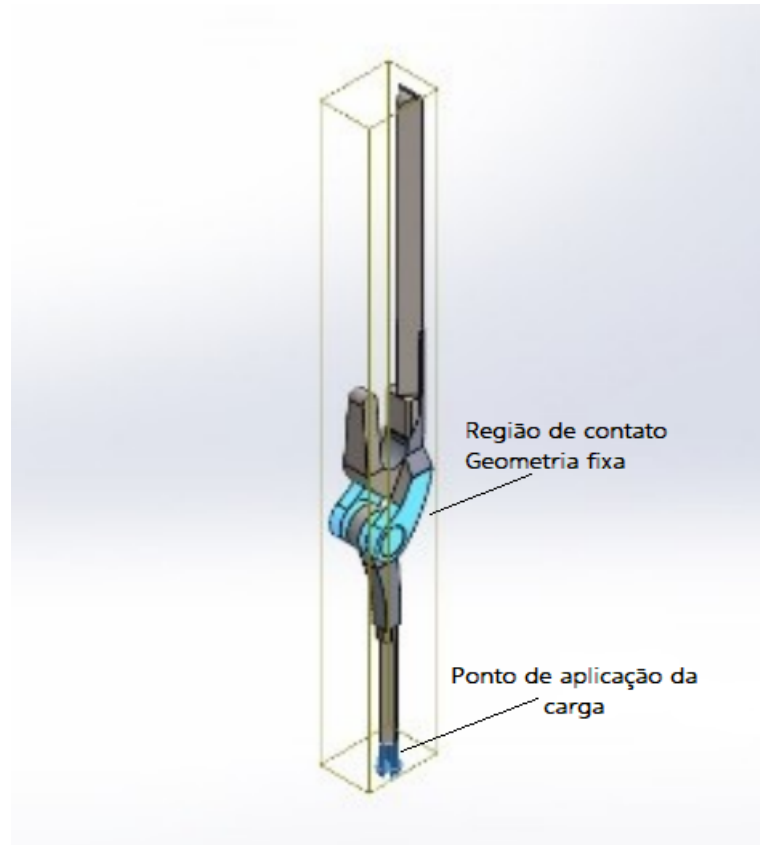
Figura 17 – Esquematização de teste de fadiga em prótese de cotovelo realizado por Varadarajan e Kincaid (2019).



Fonte: Adaptado de Varadarajan e Kincaid (2019).

Quanto ao ponto de aplicação das cargas, considerou-se uma situação hipotética que possa acontecer no dia-a-dia do paciente, ou seja, a maneira como a carga é aplicada ao braço e conseqüentemente à prótese. Foi considerado um ângulo de abertura da prótese de 0° em posição em que o braço está totalmente estendido, lembrando uma pessoa segurando uma bolsa, essa força tende a tracionar a prótese (Figura 18). Nessa posição foi aplicado as três cargas mencionadas anteriormente, considerando três composições em que a prótese é totalmente feita de Ti6Al4V, 316L e ZTA, com excessão das buchas que em todas as simulações foram consideradas de UHMWPE.

Figura 18 – Aplicação da força no braço totalmente estendido.



Fonte: Adaptado de Day (2009).

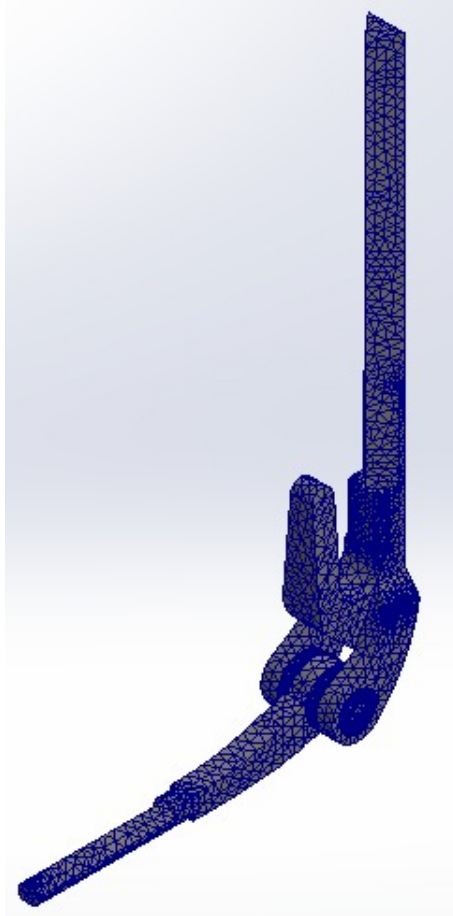
Para fins de simplificação, desconsiderou-se o peso do antebraço, assim, a carga utilizada na simulação não reflete a plena realidade física de todas as parcelas de carregamentos que afligem a prótese em uma situação real.

### 3.4 Simulação numérica

Para a simulação numérica da conjunto prótese, foi utilizado o *software* SolidWorks.

No modelo em estudo serão avaliadas as tensões equivalentes de von Mises, a Figura 19 ilustra a malha gerada.

**Figura 19 – Representação da malha gerada para a simulação.**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

Para a simulação foram utilizadas as propriedades dos materiais apresentadas nas Tabelas 5 e 6, referentes aos materiais: liga de titânio Ti6Al4V, ZTA, aço inoxidável 316L e UHMWPE. No total foram realizadas 9 simulações, três em cada material com as cargas indicadas na literatura, sendo elas: 2 lbf, 5lbf e 22,5 lbf, exercendo uma força que traciona o componente ulnar (Figura 18). Por meio das simulações foram obtidas as tensões máximas e mínimas geradas na prótese. A análise de tensões de Von Mises permite avaliar os valores de resistência que atingem os materiais.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Análise Ti6Al4V

Para esta análise foi considerado tanto para o componente umeral quanto para o componente ulnar a liga Ti6Al4V, além do pino e parafuso de fixação. Para as buchas considerou-se o material polietileno de ultra peso molecular (UHMWPE).

Considerando o componente com a carga de 2 lbf com o braço totalmente estendido 0°, a tensão máxima atingida foi de 1,25 MPa. A Tabela 3 apresenta a tensão máxima e os materiais usados para esta configuração.

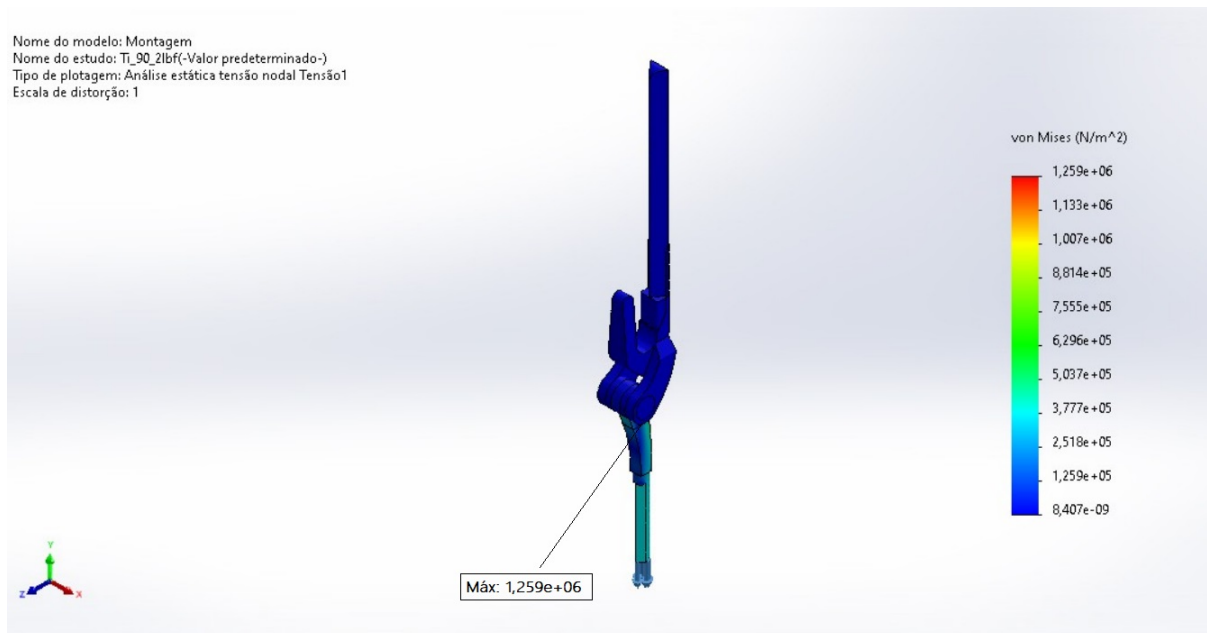
**Tabela 3 – Tensões máximas de Von Mises no Ti6Al4V com carga de 2 lbf.**

Componente Ulnar	Componente Umeral	Pino e Parafuso	Buchas	Tensão Máxima (MPa)
Ti6Al4V	Ti6Al4V	Ti6Al4V	UHMWPE	1,25

Fonte: Autoria Própria (2022).

A tensão máxima atua em um ponto específico, nesse caso para a carga de 2 lbf, ocorre na junção que gira o componente ulnar e umeral (Figura 20).

**Figura 20 – Tensões de von Mises na liga de Ti6Al4V com carga de 2 lbf.**



Fonte: Autoria Própria (2022).

Considerando o componente com a carga de 5 lbf, a tensão máxima atingida foi de 3,12 MPa. A Tabela 4 apresenta a tensão máxima e os materiais utilizados.

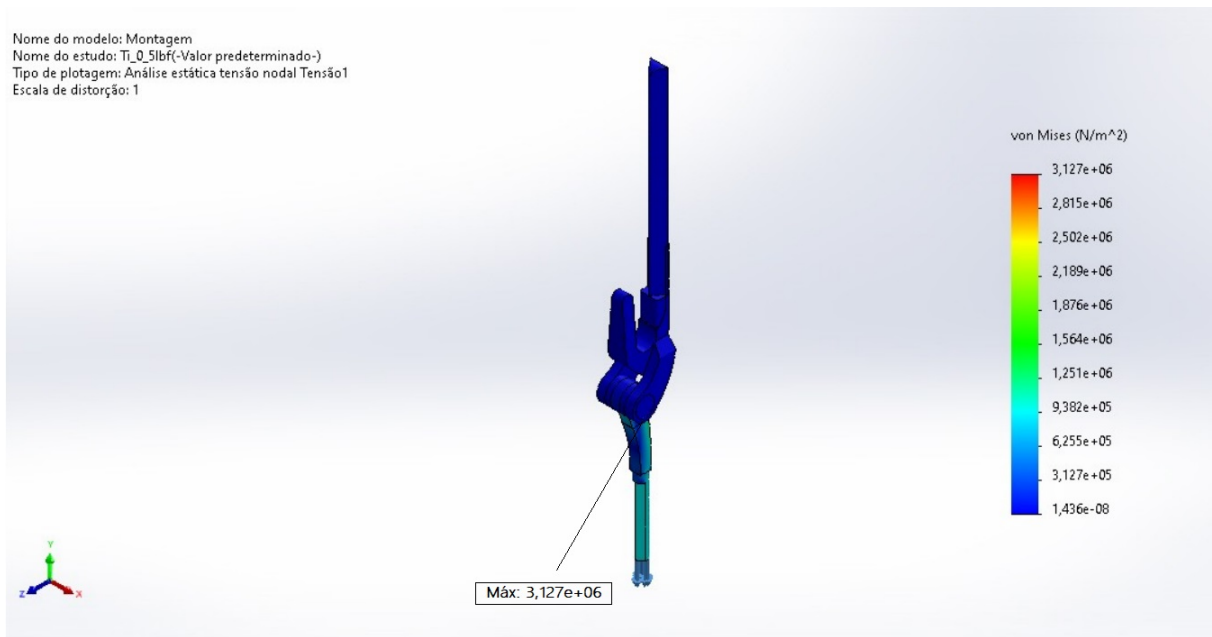
**Tabela 4 – Tensões máximas de von Mises no Ti6Al4V com carga de 5 lbf.**

Componente Ulnar	Componente Umeral	Pino e Parafuso	Buchas	Tensão Máxima (MPa)
Ti6Al4V	Ti6Al4V	Ti6Al4V	UHMWPE	3,12

Fonte: Autoria Própria (2022).

A tensão máxima atua em um ponto específico, nesse caso para a carga de 5 lbf, ocorre na junção que gira o componente ulnar e umeral (Figura 21).

**Figura 21 – Tensões de von Mises na liga de Ti6Al4V com carga de 5 lbf.**



Fonte: Autoria Própria (2022).

Considerando o componente com uma carga de 22,5 lbf, a tensão máxima atingida foi de 22,4 MPa. A Tabela 5 apresenta a tensão máxima e os materiais usados para esta configuração.

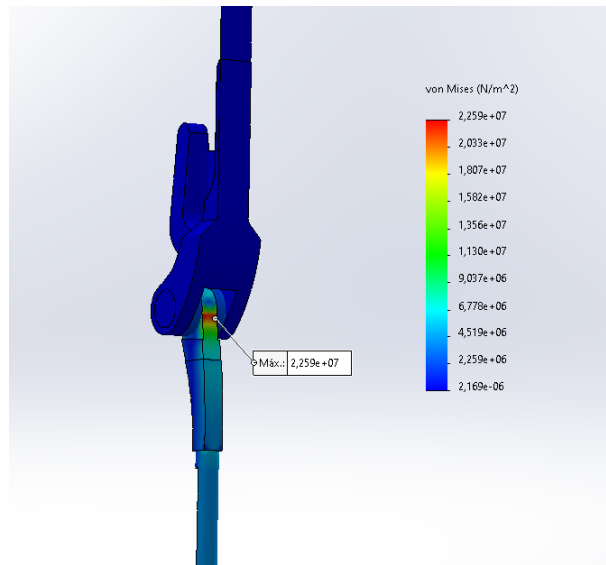
**Tabela 5 – Tensões máximas de von Mises no Ti6Al4V com carga de 22,5 lbf.**

Componente Ulnar	Componente Umeral	Pino e Parafuso	Buchas	Tensão Máxima (MPa)
Ti6Al4V	Ti6Al4V	Ti6Al4V	UHMWPE	22,5

Fonte: Autoria Própria (2022).

O ponto de maior tensão pode ser observado na Figura 22, nesse caso o ponto sofreu um leve deslocamento para a parte de trás do componente ulnar no entorno das buchas de UHMWPE.

**Figura 22 – Tensões de von Mises na liga de Ti6A4V com carga de 22,5 lbf.**



**Fonte: Autoria Própria (2022).**

#### **4.2 Análise aço inoxidável 316L**

Para esta análise foi considerado tanto para o componente umeral quanto para o componente ulnar a liga de aço inoxidável 316L, além do pino e parafuso. Para as buchas considerou-se o material UHMWPE.

Considerando o componente com a carga de 2 lbf com o braço totalmente estendido 0°, a tensão máxima atingida foi de 1,33 MPa. A Tabela 6 apresenta as tensões e o número de nós gerados na prótese para estas configurações.

**Tabela 6 – Tensões máximas de von Mises no aço inoxidável 316L com carga de 2 lbf.**

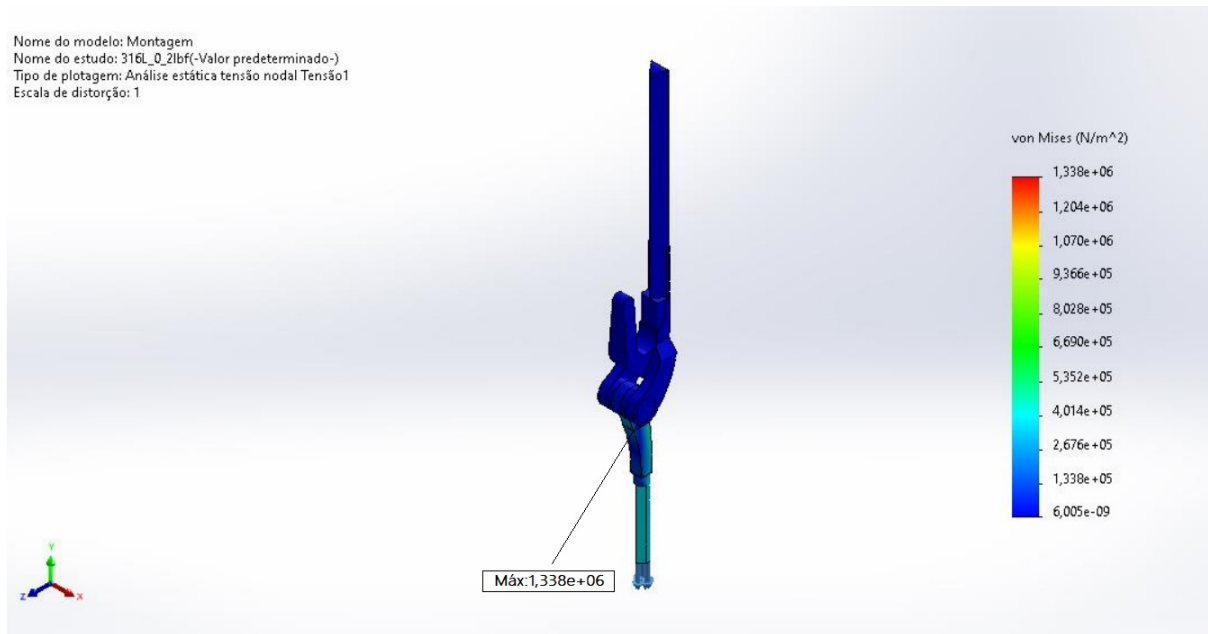
<b>Componente Ulnar</b>	<b>Componente Umeral</b>	<b>Pino e Parafuso</b>	<b>Buchas</b>	<b>Tensão Máxima (MPa)</b>
316L	316L	316L	UHMWPE	1,33

**Fonte: Autoria Própria (2022).**

A tensão máxima atua em um ponto específico, nesse caso para a carga de 2 lbf com a inclinação de 0° ocorre na junção que gira o componente ulnar e umeral (Figura 23).



**Figura 23 – Tensões de von Mises no aço inoxidável 316L com carga de 2 lbf.**



**Fonte: Autoria Própria (2022).**

Considerando o componente com a carga de 5 lbf, a tensão máxima atingida foi de 3,27 MPa. A Tabela 7 apresenta a máxima tensão e o material usado.

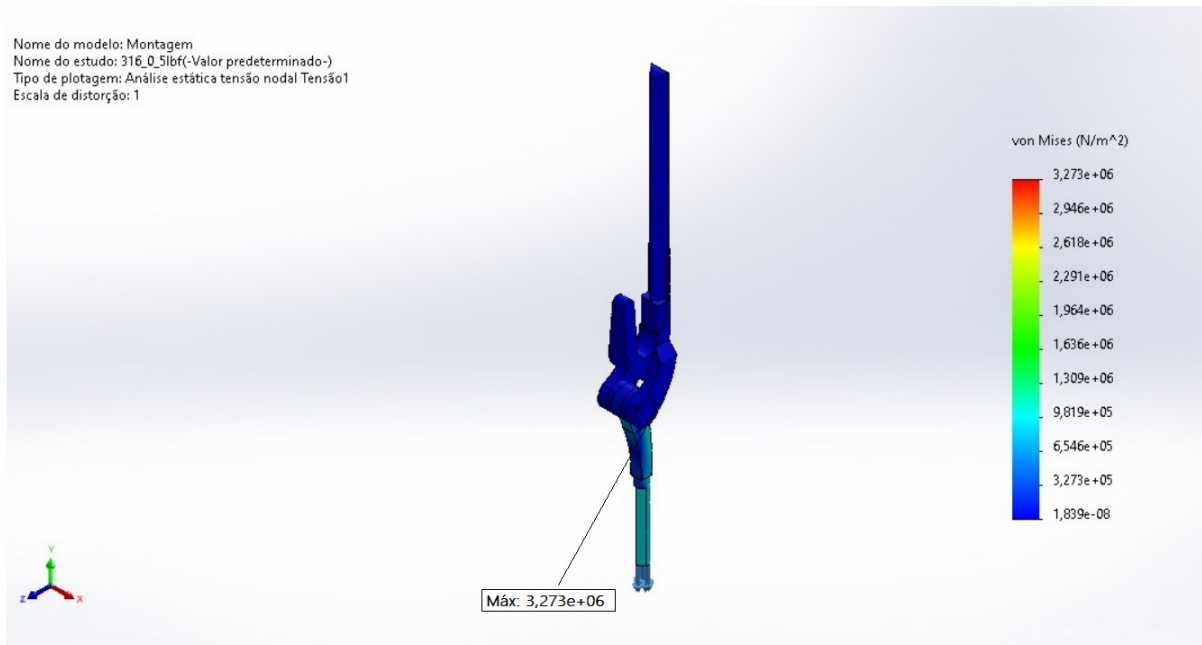
**Tabela 7 – Tensões máximas de von Mises no aço inoxidável com carga de 5 lbf.**

Componente Ulnar	Componente Umeral	Pino e Parafuso	Buchas	Tensão Máxima (MPa)
316L	316L	316L	UHMWPE	3,27

**Fonte: Autoria Própria (2022).**

A tensão máxima atua em um ponto específico, nesse caso para a carga de 5 lbf, ocorre na junção que gira o componente ulnar e umeral (Figura 24).

**Figura 24 – Tensões de von Mises no aço inoxidável 316L com carga de 5 lbf.**



**Fonte: Autoria Própria (2022).**

Considerando o componente com a carga de 22,5 lbf, a tensão máxima atingida foi de 24,7 MPa. A Tabela 8 apresenta a máxima tensão e o material usado.

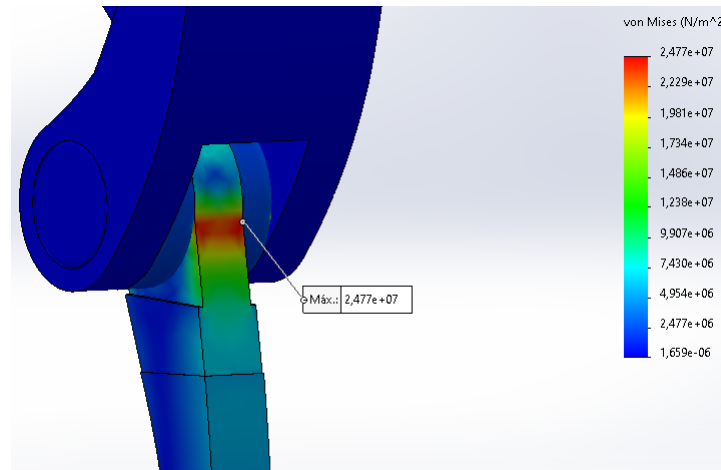
**Tabela 8 – Tensões máximas de von Mises no aço inoxidável com carga de 22,5 lbf.**

Componente Ulnar	Componente Umeral	Pino e Parafuso	Buchas	Tensão Máxima (MPa)
316L	316L	316L	UHMWPE	24,7

**Fonte: Autoria Própria (2022).**

O ponto de maior tensão pode ser observado na Figura 28, nesse caso o ponto sofreu um leve deslocamento para a parte de trás do componente ulnar no entorno das buchas de UHMWPE.

**Figura 25 – Tensões de von Mises no aço inoxidável 316L com carga de 22,5 lbf.**



**Fonte: Autoria Própria (2022).**

### 4.3 Análise zirconia endurecida em alumina (ZTA)

Para esta análise foi considerado para o componente umeral quanto para o componente ulnar a cerâmica zirconia endurecida em alumina (ZTA), além do pino e parafuso de fixação. Para as buchas considerou-se o material UHMWPE.

Considerando o componente com a carga de 2 lbf com o braço totalmente estendido 0°, a tensão máxima atingida foi de 1,52 MPa. A Tabela 9 apresenta a tensão máxima e os materiais utilizados para cada componente.

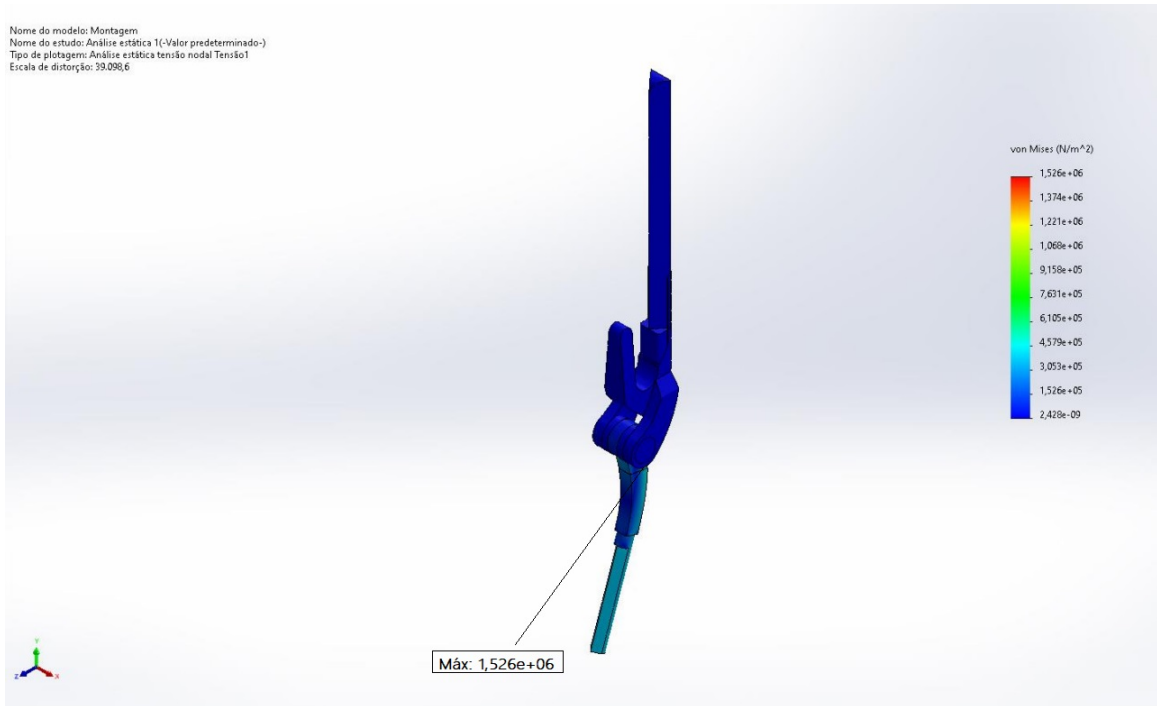
**Tabela 9 – Tensão máxima de von Mises na ZTA com carga de 2 lbf.**

Componente Ulnar	Componente Umeral	Pino e Parafuso	Buchas	Tensão Máxima (MPa)
ZTA	ZTA	ZTA	UHMWPE	1,52

**Fonte: Autoria Própria (2022).**

A tensão máxima atua em um ponto específico, nesse caso para a carga de 2 lbf ocorre na junção que gira o componente ulnar e umeral (Figura 26).

**Figura 26 – Tensões de von Mises na zirconia endurecida em alumina com carga de 2 lbf.**



**Fonte: Autoria Própria (2022).**

Considerando o componente com a carga de 5 lbf, a tensão máxima atingida foi de 3,81 MPa. A Tabela 10 apresenta as tensão máxima e os materiais utilizados para esta configuração.

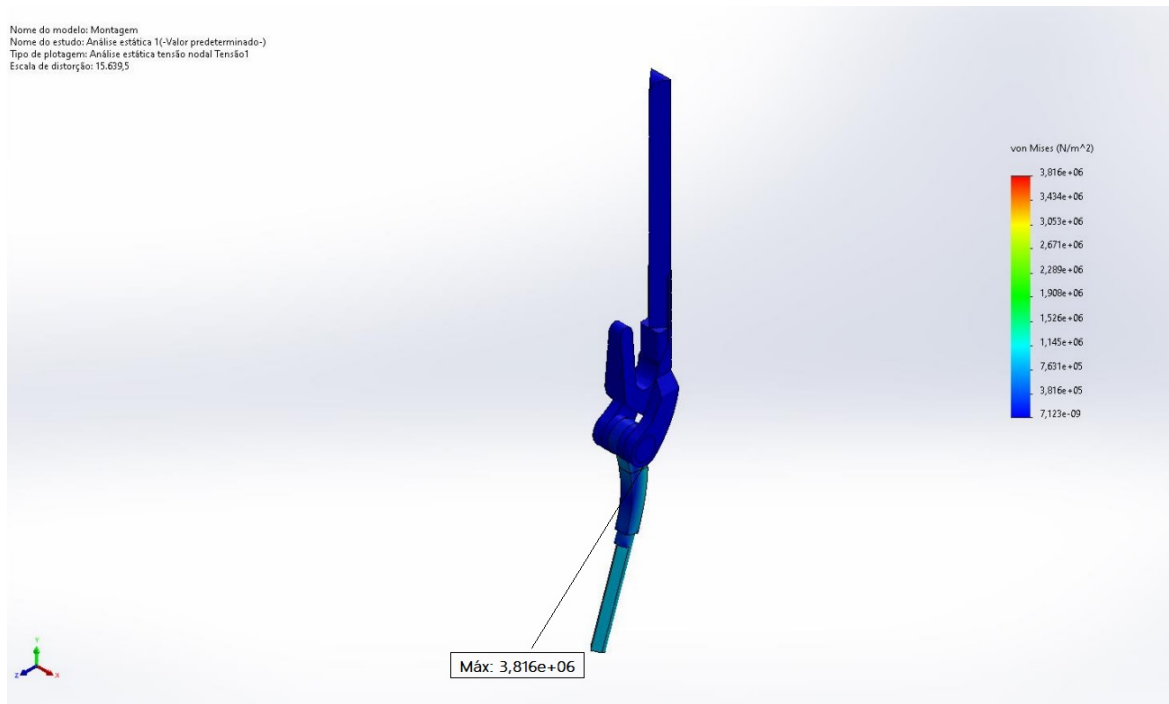
**Tabela 10 – Tensão máxima de von Mises na ZTA com carga de 5 lbf.**

Componente Ulnar	Componente Umeral	Pino e Parafuso	Buchas	Tensão Máxima (MPa)
ZTA	ZTA	ZTA	UHMWPE	3,81

**Fonte: Autoria Própria (2022).**

A tensão máxima atua em um ponto específico, nesse caso para a carga de 5 lbf, ocorre na junção que gira o componente ulnar e umeral (Figura 27).

**Figura 27 – Tensões de von Mises na ZTA com carga de 5 lbf.**



**Fonte: Autoria Própria (2022).**

Considerando o componente com a carga de 22,5 lbf, a tensão máxima atingida foi de 25,9 MPa. A Tabela 11 apresenta a máxima tensão e o material usado.

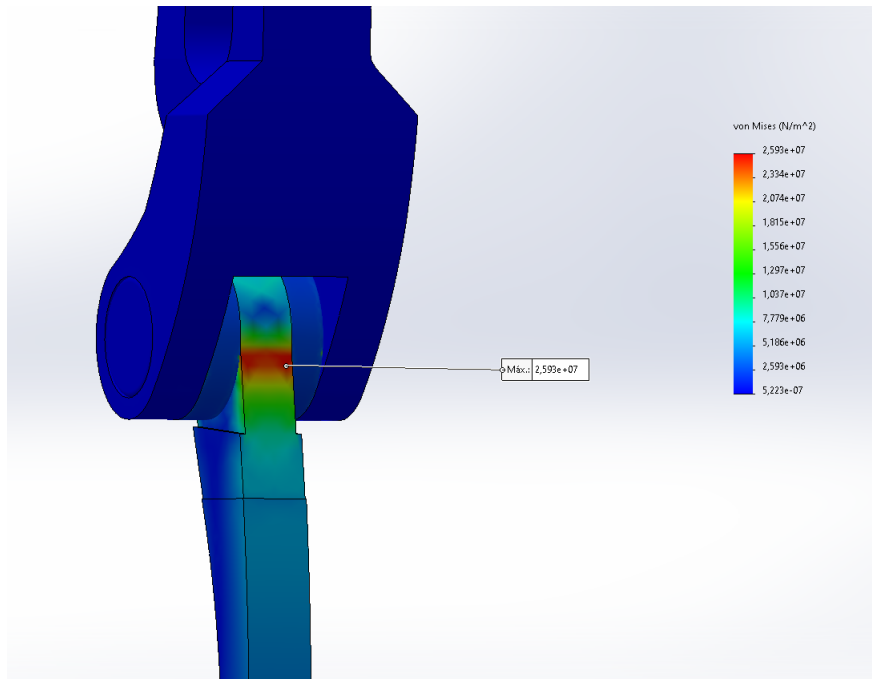
**Tabela 11 – Tensão máxima de von Mises na ZTA com carga de 22,5 lbf.**

Componente Ulnar	Componente Umeral	Pino e Parafuso	Buchas	Tensão Máxima (MPa)
ZTA	ZTA	ZTA	UHMWPE	25,9

**Fonte: Autoria Própria (2022).**

O ponto de maior tensão pode ser observado na Figura 28, nesse caso o ponto sofreu um leve deslocamento para a parte de trás do componente ulnar no entorno das buchas de UHMWPE.

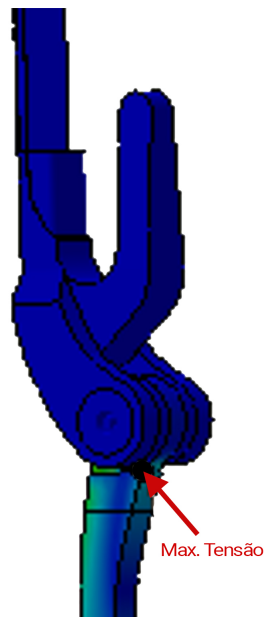
**Figura 28 – Tensões de von Mises na ZTA com carga de 22,5 lbf.**



**Fonte: Autoria Própria (2022).**

Como pode ser observado durante as simulações o ponto de maior tensão de von Mises se manteve na mesma posição em todas as simulações em cargas de 2 lbf e 5 lbf independente do material (Figura 29), já para as cargas de 22,5 lbf simuladas nos três materiais o ponto de aplicação de maior tensão sofreu um leve deslocamento para a parte posterior do furo do componente ulnar (Figura 22), (figura 25) e (Figura 28).

**Figura 29 – Ponto de máxima tensão de von Mises.**



**Fonte: Autoria Própria (2022).**

#### 4.4 Análise geral dos resultados

A análise em 3D permite avaliar as tensões que a prótese está sujeita e consequentemente comparar os pontos de tensões máximas com a tensão de escoamento do material, assim, apresentando pontos de possíveis falhas.

Nas simulações foram obtidos valores máximos e mínimos de tensões a que o conjunto está sujeito. Essas tensões máximas são as de maior interesse no estudo, pois, como dito podem ser superiores a tensão máxima suportada pelo material e ocasionar falha catastrófica no componente. Ainda, essas tensões máximas ocorrem em pontos específicos e não representam o valor da tensão que atua na maior parte do conjunto da prótese. Para facilitar a análise e a compreensão, os resultados obtidos nas simulações estão expostos na Tabela 12, 13 e 14 conforme a carga teste para cada material.

**Tabela 12 – Tensões obtidas nas simulações para 2 lbf.**

Material	Carga de Teste (lbf)	Tensão Máxima (MPa)
Ti6Al4V	2	1,25
316L	2	1,33
ZTA	2	1,52

Fonte: Autoria Própria (2022).

**Tabela 13 – Tensões obtidas nas simulações para 5 lbf.**

Material	Carga de Teste (lbf)	Tensão Máxima (MPa)
Ti6Al4V	5	3,12
316L	5	3,27
ZTA	5	3,81

Fonte: Autoria Própria (2022).

**Tabela 14 – Tensões obtidas nas simulações para 22,5 lbf.**

Material	Carga de Teste (lbf)	Tensão Máxima (MPa)
Ti6Al4V	22,5	22,5
316L	22,5	24,7
ZTA	22,5	25,9

Fonte: Autoria Própria (2022).

Para as simulações com cargas de 2 lbf (8,9 N) e 5 lbf (22,24 N) os materiais apresentaram tensões de Von Mises baixas quando comparadas a seus respectivos valores de tensão de escoamento, mesmo a ZTA apresentando a maior tensão com carregamento de 5 lbf ficou longe de atingir o seu limite de resistência à flexão (700 MPa).

Em relação aos pontos com as tensões mais elevadas nos carregamentos de 2 lbf e 5 lbf concentraram-se na junção (Figura 29) do componente ulnar com o ulmeral e nos vértices das hastes do componente ulnar, assim, como as maiores tensões também se concentraram nesse componente. Sendo assim, o componente mais solicitado da prótese.

Ao simular no carregamento de 22,5 lbf (100 N), percebeu-se que as cargas aumentaram proporcionalmente, como se esperava, contudo, o ponto de maior tensão deslocou-se ligeiramente para a parte posterior do furo do componente ulnar (Figura 23), (Figura 26) e (Figura 29). Esse fato não pode ser explicado de maneira teórica, pois, foram consideradas as mesmas condições de contorno, e o material anisotrópico, logo, o leve deslocamento do ponto não seguindo a lógica esperada possivelmente se deve a variáveis que o próprio *software* utilizou, já que para o UHMWPE possui uma faixa de valores para a resistência à tração e o módulo de flexão, como pode ser observado na (Tabela 11).

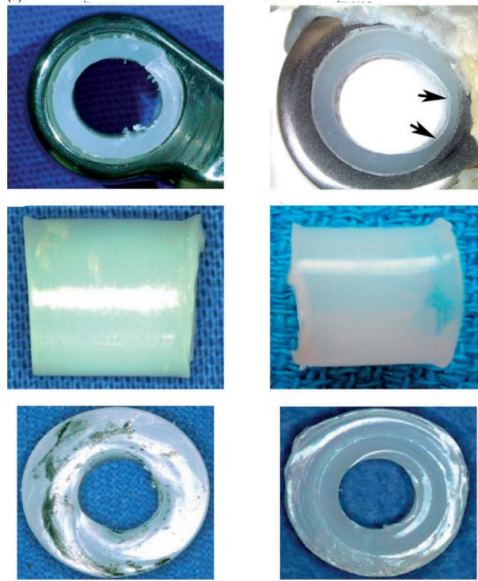
Analisando todas as configurações juntas, o maior valor de tensão gerado foi de aproximadamente 25,93 MPa, registrado na ZTA. Mesmo essa tensão sendo a maior não apresenta proximidade a sua máxima tensão de resistência mecânica, sendo de 700 MPa de resistência à flexão (Tabela 9) . Além dessa constatação, o ponto máximo de tensão encontrado, atua em uma região que fica entre a ulna e o úmero, ou seja, não está em contato direto com esses dois ossos, esse ponto pode ser observado melhor na (Figura 29).

Em uma análise geral quando comparados os três materiais, a maior tensão gerada se deu na prótese confeccionada de ZTA. E as menores tensões foram obtidas quando considerado que os componentes são feitos na liga de titânio Ti6Al4V. Na teoria temos que materiais mais rígidos tendem a apresentar maiores tensões quando sobre cargas, fato averiguado na simulações, pois o material menos rígido o Ti6Al4V, obteve as menores tensões, enquanto, em contra partida a ZTA por se tratar de uma cerâmica com uma alta rigidez apresentou as maiores tensões. Ao passo que o aço inoxidável tem sua rigidez intermediária ao valor dos outros dois materiais, assim, ficando entre os outros dois materiais quando comparado suas tensões máximas. Fato averiguado matematicamente, tendo em média 5,5% das tensões máximas maiores que a liga de titânio e de 15% menores que as da ZTA.

Os pontos de maiores tensões obtidos, embora em nenhuma das circunstâncias apresentou tensões que eram superiores as tensões máximas suportada pelos materiais, refletiram em pontos onde nos estudos de fadiga em próteses de Varadarajan e Kincaid (2019), ocorreram falhas decorrentes de esforços cíclicos, ou de tensões praticadas pelos pacientes acima do limite máximo indicado no pós-cirúrgico. Essas falhas em geral ocorreram nas buchas de UHMWPE, com delaminação severa ou fratura, resultando em metal sobre metal, como mostra a Figura 30.



Figura 30 – Pontos de falhas obtidos em testes *in vitro* e em testes *in vivo*.



Fonte: Adaptado de Varadarajan e Kincaid (2019).

## 5 CONCLUSÃO

Situações inflamatórias crônicas ou degenerativas que possam alterar as estruturas do cotovelo (osso, cartilagem, ligamentos, músculos, nervos ou pele), lesão na cartilagem (desgaste articular) pelo envelhecimento (artrose primário) são os principais problemas que levam a uma artroplastia total de cotovelo. A artroplastia total do cotovelo é um procedimento cirúrgico que visa à substituição das articulações comprometidas por dispositivos médicos implantáveis. Contudo esse componentes possuem um tempo de vida útil.

A escolha correta dos biomateriais que irão constituir a prótese e o conhecimento do comportamento biomecânico do cotovelo são fatores necessários para que a artroplastia seja bem sucedida, assim, aumentando a vida útil do implante.

Desta forma, este estudo teve como principal objetivo a modelagem e a análise de uma prótese de cotovelo para avaliar o desempenho dos materiais no conjunto biomecânico, levando em conta cargas máximas de condições permanentes impostas ao paciente logo após o procedimento cirúrgico, e cargas máximas usadas em teste de fadiga. Embora os nove ensaios testados não apresentem muitos dados quanto um teste de fadiga realizado em vários ciclos, as simulações realizadas conseguiram indicar pontos onde no material ocorrerão as maiores tensões, e conseqüentemente pode estar sujeito a falhas.

Um ponto essencial foi a modelagem tridimensional da prótese que permitiu avaliar o desempenho dos materiais quando aplicados na geometria modelada. Além de possibilitar a visualização das distribuições das cargas ao longo das seções dos componentes da prótese.

A geometria da prótese no estudo não apresentou tensões maiores que a tensão de escoamento dos próprios materiais. Ainda pode-se observar que o ponto de maior tensão obtido na prótese não estava em contato com os ossos.

Quando analisadas as configurações tanto nas cargas de 2 lbf quanto de 5 lbf verificou-se que a ZTA foi o material que registrou as tensões mais elevadas. Também foi possível verificar a veracidade da literatura em afirmar que materiais mais rígidos tendem a apresentar maiores tensões quando impostos a cargas iguais (CALLISTER, 2000).

Em relação aos materiais mais adequados para serem utilizados como base para a prótese, todos poderiam ser, pois, nenhum apresentou tensões que ultrapassam as suas respectivas tensões de escoamento. Contudo, alguns pontos podem ser levantados para ajudar na decisão do mais adequado. Têm-se que o titânio apresentou as menores tensões. Entretanto o titânio é um material difícil de ser polido, podendo assim, liberar partículas metálicas que podem danificar a prótese e acelerar o processo de desgaste, não indicado para superfícies que possam vir a se atritar, mas, devido a geometria do nosso modelo esse fato não ocorreria pois as buchas dimensionadas para serem de UHMWPE eliminariam essa possibilidade.

O aço inoxidável 316L, embora tenha apresentado tensões medianas e também possa ser um material adequado, possui o cuidado no pré operatório, onde, qualquer risco na super-

fície da prótese poderia danificar sua película protetora, prejudicando, assim, sua resistência a corrosão. Além de ser um material de maior dificuldade de ósseo-integração.

Já para a ZTA além de apresentar as maiores tensões quando comparados aos demais materiais, por se tratar de uma cerâmica não é indicada para próteses onde haja muitos carregamento trativos, pois as cerâmicas em geral têm uma excelente resistência a compressão e uma baixa resistência a tração.

Portanto, a melhor configuração, ou seja, a que gera as menores tensões nos componentes da prótese é quando se utiliza a liga de titânio Ti6Al4V como material da prótese, considerando os carregamentos e condições de contorno utilizadas.

## REFERÊNCIAS

- BARCELOS, F. d. S. Caracterização e estudo de desgaste em próteses totais de joelho. 2016.
- BENEGAS, E. *et al.* Resultados da artroplastia total do cotovelo bi-contact®: estudo multicêntrico. **Revista Brasileira de Ortopedia**, SciELO Brasil, v. 46, p. 565–571, 2011.
- BENNETT, J. B.; GREEN, M. S.; TULLOS, H. S. Surgical management of chronic medial elbow instability. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 278, p. 62–68, 1992.
- CALLISTER, W. **Ciência E Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. [S.l.]: Grupo Gen-LTC, 2000.
- CELLI, L. Biomaterial applications: Elbow prosthesis. *In: Integrated Biomaterials Science*. [S.l.]: Springer, 2002. p. 555–559.
- CHATTERJEE, S.; KOBYLINSKI, S.; BASU, B. Finite element analysis to probe the influence of acetabular shell design, liner material, and subject parameters on biomechanical response in periprosthetic bone. **Journal of biomechanical engineering**, American Society of Mechanical Engineers, v. 140, n. 10, p. 101014, 2018.
- COMPLETO, A. M. G. **Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho**. 2006. Tese (Doutorado) — Universidade de Aveiro (Portugal), 2006.
- COUTINHO, F.; MELLO, I. L.; MARIA, L. C. d. S. Polietileno: principais tipos, propriedades e aplicações. **Polímeros**, SciELO Brasil, v. 13, p. 01–13, 2003.
- DAY, J. S. The clinical performance of uhmwpe in elbow replacements. **UHMWPE biomaterials handbook**, Elsevier, p. 137–152, 2009.
- FILHO, A. A. **Elementos Finitos—A base da tecnologia CAE**. [S.l.]: Saraiva Educação SA, 2018.
- FILHO, E. X. d. V. **Revisão teórica do uso de próteses cerâmicas na região femoral**. 2019. Dissertação (B.S. thesis) — Brasil, 2019.
- FILHO, G. M.; GALVÃO, M. V. Rigidez pós-traumática do cotovelo. **Revista Brasileira de Ortopedia**, SciELO Brasil, v. 45, p. 347–354, 2010.
- GUBAUA, J. E. Análise numérica da influência da rigidez de próteses femorais no processo de remodelação óssea associado à técnica cirúrgica de artroplastia total de quadril. 2016.
- HASIRCI, N. **Fundamentals of biomaterials**. [S.l.]: Springer, 2018.
- HAYASAKI, C. L.; SOUSA, E. C. Modelagem de estruturas ósseas e próteses através do método dos elementos finitos. **Simpósio em Engenharia de Produção-Simpep**, v. 13, p. 1–12, 2006.
- HIBBELER, R. C. **Engineering mechanics: dynamics**. [S.l.]: Pearson Educación, 2004.
- KAWACHI, E. Y. *et al.* Biocerâmicas: tendências e perspectivas de uma área interdisciplinar. **Química nova**, SciELO Brasil, v. 23, p. 518–522, 2000.
- KHAN, M. **The Developing of a Smart Elbow Prosthesis for Loosening Detection**. 2021. Tese (Doutorado) — Aston University, 2021.

- KHOO, T. *et al.* A finite element analysis of elbow joint in daily activities. **ARNP Journal of Engineering and Applied Sciences**, v. 11, n. 8, p. 5139–45, 2016.
- KINCAID, B. L.; AN, K.-N. Elbow joint biomechanics for preclinical evaluation of total elbow prostheses. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 46, n. 14, p. 2331–2341, 2013.
- LIMA, A. S. *et al.* Artroplastia total do cotovelo. **Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia**, Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia, v. 26, n. 3, p. 191–200, 2018.
- LOTTI, R. S. *et al.* Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, SciELO Brasil, v. 11, n. 2, p. 35–43, 2006.
- MARSH, J. P.; KING, G. J. Total elbow arthroplasty. **Operative Techniques in Orthopaedics**, Elsevier, v. 23, n. 4, p. 253–264, 2013.
- MENG, M. **Anatomia do Cotovelo**. 2017. Disponível em: <https://grabcad.com/library/elbow-implant-1>. Acesso em: 10 novembro.2022.
- MEROLA, M.; AFFATATO, S. Materials for hip prostheses: a review of wear and loading considerations. **Materials**, MDPI, v. 12, n. 3, p. 495, 2019.
- MORREY, B. F. **Clinical Orthopaedics and Related Research textregistered**, v. 431, 2005.
- OZTEMEL, E.; GURSEV, S. Literature review of industry 4.0 and related technologies. **Journal of Intelligent Manufacturing**, Springer, v. 31, n. 1, p. 127–182, 2020.
- PINTO, F. G. *et al.* Abordagem cirúrgica da rigidez do cotovelo. **Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia**, Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia, p. 337–352, 2011.
- PIRES, A. L. R.; BIERHALZ, A. C.; MORAES, Â. M. Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. **Química nova**, SciELO Brasil, v. 38, p. 957–971, 2015.
- RAMOS, C. H. **Anatomia do Cotovelo**. 2016. Disponível em: <https://cirurgiaombroecotovelo.com.br/anatomia-do-cotovelo/>. Acesso em: 25 ago.2021.
- RAMSEY, M. L. Linked total elbow arthroplasty. **Operative Techniques in Orthopaedics**, Elsevier, v. 20, n. 1, p. 48–57, 2010.
- RAVAGLIOLI, A.; KRAJEWSKI, A. **Bioceramics: materials· properties· applications**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 1991.
- SCHWARTSMANN, C. R. *et al.* Novas superfícies em artroplastia total do quadril. **Revista Brasileira de Ortopedia**, SciELO Brasil, v. 47, p. 154–159, 2012.
- SILVA, M. H. P. da. **APOSTILA DE BIOMATERIAIS**. 2006. Disponível em: <http://www.docsity.com/pt/apostila-biomateriais/4850188/>. Acesso em: 25 ago.2021.
- SOUSA, R. *et al.* Prótese total do cotovelo: análise retrospectiva a médio prazo dos 10 primeiros casos. **Revista Iberoamericana de Cirugía de la Mano**, Thieme Revinter Publicações Ltda, v. 37, n. 02, p. 098–103, 2009.
- TECCHIO, D. **Modelagem e análise tridimensional de prótese de joelho**. 2019. Dissertação (B.S. thesis) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2019.
- TRIBST, M. F. *et al.* Estudo anatômico e funcional do complexo ligamentar colateral medial do cotovelo. **Acta Ortopédica Brasileira**, SciELO Brasil, v. 20, n. 6, p. 334–338, 2012.

VARADARAJAN, R.; KINCAID, B. L. Development and validation of a method for preclinical durability evaluation of linked semiconstrained total elbow replacement prostheses. **Journal of Shoulder and Elbow Arthroplasty**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 3, p. 2471549219826365, 2019.

ZIENKIEWICZ OLGIERD CECIL E TAYLOR, R. L. O método dos elementos finitos: A base, vol. 1. **Butterworth and Heinemann**, v. 2, 2.000.