

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**JEAN CARLOS GAVILÁN FILHO**

**MODELAGEM E ANÁLISE DE TENSÕES DE UMA PRÓTESE DE OMBRO**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**PATO BRANCO**

**2023**

**JEAN CARLOS GAVILÁN FILHO**

**MODELAGEM E ANÁLISE DE TENSÕES DE UMA PRÓTESE DE OMBRO**

**Modeling and stress analysis of shoulder prosthesis**

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

Orientador(a): Prof. Dr. Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues

**PATO BRANCO**

**2023**



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

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

**JEAN CARLOS GAVILÁN FILHO**

**MODELAGEM E ANÁLISE DE TENSÕES DE UMA PRÓTESE DE OMBRO**

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

Data de aprovação: 30 / novembro / 2023

---

Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Maria Nalu Verona Gomes  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Sergio Luiz Ribas Pessa  
Doutorado  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**PATO BRANCO**

**2023**

Dedico este trabalho à minha família,  
por tornarem tudo isso possível.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus pais, Jean e Cristiane, por me ensinarem desde cedo a importância dos estudos e do conhecimento. Por nunca terem me deixado faltar nada e, principalmente, por me criarem com todo amor e carinho do mundo.

Ao meu irmão, Logan, por toda a sua admiração que, conseqüentemente, me inspira e motiva para ser uma pessoa cada vez melhor.

Agradeço a minha noiva, Aiessa, por estar comigo em todos os altos e baixos, por me incentivar, me amar e me apoiar incondicionalmente.

Aos meus animais domésticos, Gohan, Pan, Salém e Pandora, por alegrarem meu lar.

Ainda, aos meus amigos e colegas, por tornarem esta árdua jornada repleta de bons momentos.

Por fim, ao meu orientador, Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues, pela orientação prestada no decorrer deste estudo.

Quando crianças, raramente pensamos no futuro. Essa inocência nos deixa livres para nos divertirmos como poucos adultos conseguem. O dia que nos inquietamos com o futuro é aquele em que deixamos a infância para trás.

(ROTHFUSS, 2009)

## RESUMO

Doenças por lesões, traumas, falta e excesso de exercício físico podem criar a necessidade de intervenção cirúrgica. A artroplastia parcial do ombro é um procedimento em que uma prótese é implantada e fixada dentro do canal medular do úmero, substituindo a superfície deslizante. No entanto, a prótese possui uma vida útil que está diretamente relacionada com sua biocompatibilidade, seja pelo material de seus componentes, seja pelas tensões geradas no tecido ósseo. O presente trabalho tem como objetivo modelar uma prótese de ombro, variar os materiais dos componentes e analisar as tensões que agem no conjunto osso-prótese. Para tal, foram realizadas nove simulações, modelando os componentes e os alternando entre três materiais sob a condição de contorno em que a carga na prótese é máxima. As análises foram realizadas através do método dos elementos finitos. Os resultados permitiram determinar que todas as configurações são satisfatórias, onde a mais adequada, em que há as menores tensões distribuídas no conjunto ósseo e nos componentes da prótese, é a haste umeral feita de ASTM F138 e a cabeça umeral de ISO 5832-1.

Palavras-chave: artroplastia parcial de ombro; prótese; método dos elementos finitos; biomecânica do ombro; biocompatibilidade.

## **ABSTRACT**

Illnesses due to injuries, trauma, lack and excess of physical exercise can create the need for surgical intervention. Partial shoulder arthroplasty is a procedure which a prosthesis is implanted and fixed within the medullary canal of the humerus, replacing the sliding surface. However, the prosthesis has a useful life that is directly related to its biocompatibility, either due to the material of its components or the stress generated in the bone tissue. The present work aims to model a shoulder prosthesis, vary the component materials and analyze the stress that act on the bone-prosthesis assembly. To this end, nine simulations were carried out, modeling the components and alternating them between three materials under the boundary condition in which the load on the prosthesis is maximum. The analyzes were carried out using the finite element method. The result allowed us to determine that all configurations are satisfactory, where the most appropriate, in which there are the lowest stresses distributed in the bone set and in the components of the prosthesis, is the humeral stem made of ASTM F138 and the humeral head of ISO 5832-1.

**Keywords:** partial shoulder arthroplasty; prosthesis; finite element method; shoulder biomechanics; biocompatibility.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Planos anatômicos do corpo humano. A: plano frontal; B: plano sagital; C: plano transversal .....	17
Figura 2 - Movimento no plano sagital: flexão (antepulsão) de 0° a 180°; Extensão (retropulsão) de 0° a 60° .....	18
Figura 3 - Plano frontal: (a) Abdução de 0° a 180°; (b) Adução de 0° a 45° .....	18
Figura 4 - Movimentos no plano transverso: flexão horizontal de 0° a 135°; Extensão horizontal de 0° a 45°.....	19
Figura 5 - Movimentos do ombro sobre o tórax: elevação do ombro; abaixamento do ombro; afastamento do ombro da coluna vertebral (abdução) .....	19
Figura 6 - Movimento do ombro sobre o tórax: aproximação da coluna vertebral (adução); rotação medial (inferior); rotação lateral (superior) .....	20
Figura 7 - Vista anterior e posterior do úmero.....	21
Figura 8 - Clavícula direita, vista inferior .....	21
Figura 9 - Omoplata direita: A) vista frontal; B) vista lateral .....	22
Figura 10 - Métodos de fixação ao redor do úmero fraturado: cerclagem circunferencial ao redor de todo úmero proximal fraturado; guia do cabo pela parte média da prótese; cruzamento do cabo na superfície óssea lateral .....	24
Figura 11 - Visão posterior das próteses: a) prótese com aleta a 90 graus; b) prótese com aleta a 45 graus .....	24
Figura 12 - Visão superior do esquema de prótese com aleta à 90 graus, com tubérculo maior suturado na aleta.....	25
Figura 13 - Visão superior do esquema de prótese com aletas à 45 graus (Eccentra), com tubérculo maior saturado nas aletas .....	26
Figura 14 - Malha de elementos finitos do fêmur distal e da tibia proximal.....	30
Figura 15 - Refino da malha em uma viga .....	31
Figura 16 - Fluxograma das etapas de execução do trabalho proposto .....	32
Figura 17 - Componentes da prótese .....	33
Figura 18 - Cabeça umeral: a) vista lateral direita; b) vista inferior .....	35
Figura 19 - Prótese: a) Haste umeral; b) Prótese montada.....	35
Figura 20 - Prótese de ombro implantada.....	36
Figura 21 - Força atuante no contato glenoumeral em movimento de abdução a 90° .....	37
Figura 22 - Malha gerada para a simulação .....	38
Figura 23 - Teste de convergência simulação 1 .....	40
Figura 24 - Teste de convergência simulação 2 .....	41
Figura 25 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 3..	42
Figura 26 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 4..	43
Figura 27 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 5..	44
Figura 28 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 6..	45
Figura 29 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 7..	46
Figura 30 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 8..	47
Figura 31 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 9..	48
Figura 32 - Tensões geradas na configuração da simulação 1 .....	49
Figura 33 - Tensões geradas na configuração da simulação 2.....	50
Figura 34 - Tensões geradas na configuração da simulação 3.....	50
Figura 35 - Tensões geradas na configuração da simulação 4.....	51
Figura 36 - Tensões geradas na configuração da simulação 5.....	52

<b>Figura 37 - Tensões geradas na configuração da simulação 6 .....</b>	<b>52</b>
<b>Figura 38 - Tensões geradas na configuração da simulação 7 .....</b>	<b>53</b>
<b>Figura 39 - Tensões geradas na configuração da simulação 8 .....</b>	<b>54</b>
<b>Figura 40 - Tensões geradas na configuração da simulação 9 .....</b>	<b>54</b>
<b>Figura 41 - Comparativo das tensões na região do osso trabecular: a) simulação 2, onde a haste é composta pelo material SS316L; b) simulação 5, onde a haste é composta pelo material ASTM F138; c) simulação 8, onde a haste é composta pelo material ISO 5832-1 .....</b>	<b>56</b>
<b>Figura 42 - Comparativo das tensões na região da cabeça umeral: a) simulação 4, onde a cabeça umeral é composta pelo material SS316L; b) simulação 5, onde a cabeça umeral é composta pelo material ASTM F138; c) simulação 6, onde a cabeça umeral é composta pelo material ISO 5832-1 .....</b>	<b>57</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tabela de requisitos químicos (Norma ASTM F138).....	28
Tabela 2 - Composição química do aço ISO 5832-1 .....	29
Tabela 3 - Dimensões da prótese.....	33
Tabela 4 - Propriedade dos materiais .....	34
Tabela 5 - Denominação das simulações.....	39
Tabela 6 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 1 ...	40
Tabela 7 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 2 ...	41
Tabela 8 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 3 ...	42
Tabela 9 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 4 ...	43
Tabela 10 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 5 .	44
Tabela 11 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 6 .	45
Tabela 12 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 7 .	46
Tabela 13 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 8 .	47
Tabela 14 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 9 .	48
Tabela 15 - Características da malha.....	49
Tabela 16 - Resultados obtidos.....	55

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
<b>1.1 Objetivos</b> .....	<b>14</b>
1.1.1 Objetivo principal .....	14
1.1.2 Objetivos específicos .....	14
<b>1.2 Justificativa</b> .....	<b>14</b>
<b>1.3 Estrutura do trabalho</b> .....	<b>15</b>
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>16</b>
<b>2.1 Biomecânica da articulação do ombro</b> .....	<b>16</b>
2.1.1 Posição anatômica .....	16
2.1.2 Complexo articular .....	17
<u>2.1.2.1 Úmero</u> .....	<u>20</u>
<u>2.1.2.2 Clavícula</u> .....	<u>21</u>
<u>2.1.2.3 Omoplata (escápula)</u> .....	<u>22</u>
<b>2.2 Próteses</b> .....	<b>22</b>
2.2.1 Artroplastia parcial .....	23
<b>2.3 Biomateriais</b> .....	<b>26</b>
2.3.1 ASTM F138 .....	28
2.3.2 ISO 5832-1 .....	29
<b>2.4 Método dos elementos finitos</b> .....	<b>30</b>
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>32</b>
<b>3.1 Definição das geometrias</b> .....	<b>33</b>
<b>3.2 Seleção dos biomateriais</b> .....	<b>34</b>
<b>3.3 Modelagem</b> .....	<b>34</b>
<b>3.3 Análise dos esforços</b> .....	<b>36</b>
<b>3.4 Análise computacional</b> .....	<b>37</b>
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>39</b>
<b>4.1 Teste de convergência para simulação 1</b> .....	<b>39</b>
<b>4.2 Teste de convergência para simulação 2</b> .....	<b>40</b>
<b>4.3 Teste de convergência para simulação 3</b> .....	<b>41</b>
<b>4.4 Teste de convergência para simulação 4</b> .....	<b>42</b>
<b>4.5 Teste de convergência para simulação 5</b> .....	<b>43</b>
<b>4.6 Teste de convergência para simulação 6</b> .....	<b>44</b>
<b>4.7 Teste de convergência para simulação 7</b> .....	<b>45</b>

<b>4.8 Teste de convergência para simulação 8.....</b>	<b>46</b>
<b>4.9 Teste de convergência para simulação 9.....</b>	<b>47</b>
<b>4.10 Convergência das malhas .....</b>	<b>48</b>
<b>4.11 Simulação 1 .....</b>	<b>49</b>
<b>4.12 Simulação 2 .....</b>	<b>49</b>
<b>4.13 Simulação 3 .....</b>	<b>50</b>
<b>4.14 Simulação 4 .....</b>	<b>51</b>
<b>4.15 Simulação 5 .....</b>	<b>51</b>
<b>4.16 Simulação 6 .....</b>	<b>52</b>
<b>4.17 Simulação 7 .....</b>	<b>53</b>
<b>4.18 Simulação 8 .....</b>	<b>53</b>
<b>4.19 Simulação 9 .....</b>	<b>54</b>
<b>4.20 Análise geral dos resultados.....</b>	<b>55</b>
<b>5 CONCLUSÕES .....</b>	<b>58</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>59</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O ombro humano é uma das articulações do corpo que promove, entre a mobilidade e estabilidade, um compromisso perfeito, com uma vasta variedade de movimentos a partir do complexo articular. Esse compromisso é exclusivo do ser humano, levando-se a crer que tenha desempenhado um papel fundamental na evolução da espécie humana (VEEGER; HELM, 2007).

Existem duas teorias acerca do desenvolvimento da mobilidade ao levantar o braço. A primeira diz que a partir de uma clavícula maior e mais torcida lateralmente junto ao desenvolvimento da cavidade glenóide da omoplata tenha permitido o movimento. A segunda parte do princípio de que o incentivo de ações utilizando a extremidade superior do corpo (levantar objetos e levar comida até a boca) tenha promovido este desenvolvimento (ISLER, 2005; LATIMER, 2005).

Algumas doenças podem surgir no ombro seja pela falta de exercício físico, pelo excesso, por traumas agudos ou crônicos e por lesões na circulação responsável pela nutrição da cabeça do úmero. Esses casos ficam evidenciados em doenças como a osteoartrite e a osteonecrose da cabeça do úmero (CHECCHIA; S; MIYASAKI, 2001; SOCIEDADE BRASILEIRA DE REUMATOLOGIA, 2019).

A osteoartrite é uma doença recorrente nos ambulatórios de Reumatologia, representando por volta de 30 a 40% dos atendimentos. Além disso, representa cerca de 10,5% em relação ao auxílio doença e 6,2% na determinação da aposentadoria, ficando em quarto lugar nesse quesito. A doença caracteriza-se pela alteração no osso e desgaste na cartilagem articular provenientes do estresse mecânico excessivo, causando dores no músculo local ou geral, diminuição da mobilidade e produção de diversas substâncias inflamatórias (FILHO; CAMARGO; CAMANHO, 2012; SOCIEDADE BRASILEIRA DE REUMATOLOGIA, 2019).

A osteonecrose da cabeça do úmero está relacionada à morte do tecido ósseo, considerada desafiadora no meio da ortopedia, respondendo mal à tratamentos não operatórios. A etiologia da doença parte, principalmente, de duas condições patológicas, a luxação e disbaria. As pessoas que sofrem dessa condição alegam sentirem dor até mesmo em repouso, sofrendo um agravante ao realizarem alguma atividade (CHECCHIA; S; MIYASAKI, 2001; FILHO; CAMARGO; CAMANHO, 2012; MIYASAKI et al., 2021).

Para o tratamento dessas doenças é recomendado a realização da artroplastia. A artroplastia parcial do ombro é uma cirurgia que consiste na criação de novas superfícies deslizantes e livres de dor, substituindo a superfície de cartilagem do lesada. Para essa substituição, é fixado dentro do canal medular o componente umeral substituindo parte da cabeça umeral (BOHSALI; BOIS; WIRTH, 2017; CHECCHIA et al., 2005).

## **1.1 Objetivos**

### **1.1.1 Objetivo principal**

Modelar e analisar, por meio dos elementos finitos, as tensões que agem em uma prótese de ombro.

### **1.1.2 Objetivos específicos**

Para atingir o objetivo principal, foram determinados os seguintes objetivos específicos:

- I. Modelar tridimensionalmente a prótese de ombro em *software* CAD 3D;
- II. Determinar os esforços presentes na prótese;
- III. Determinar, por meio do método dos elementos finitos, as tensões;
- IV. Verificar a utilização de diferentes materiais quanto às tensões;

## **1.2 Justificativa**

Segundo Castro (1977), a realização de uma pesquisa pode ser justificada através da demonstração de sua importância, originalidade e viabilidade.

A importância do estudo acerca da artroplastia parcial do ombro está atrelada ao fato de que as doenças como a osteonecrose da cabeça do úmero e, em estágios mais avançados, a osteoartrite não são sanadas sem a intervenção cirúrgica., tornando as próteses de ombro a melhor alternativa disponível.

O desgaste da prótese pode causar dores e desconfortos nos pacientes, além de criar a necessidade de intervenções médico cirúrgicas. Logo, a determinação das tensões e esforços presentes na prótese de ombro, bem como a variação da geometria e de materiais, são extremamente importantes, visto que irá possibilitar um aumento da vida útil da prótese.

A proposta de variar diferentes materiais reforça a originalidade do estudo, visto que resultará em próteses, até o momento, novas.

Por fim, todos os equipamentos necessários para a realização da pesquisa estão disponíveis, bem como um acervo de informações e materiais auxiliares, ou seja, há viabilidade.

### **1.3 Estrutura do trabalho**

O trabalho contempla 5 partes. No capítulo 2 é apresentado uma revisão bibliográfica com os assuntos necessários para possibilitar a sequência do estudo, auxiliando na busca de atingir os objetivos específicos e, por fim, o principal. A seção 2.1 traz uma pequena revisão sobre a estrutura e os movimentos permissíveis do ombro. A seção 2.2 contempla informações sobre as próteses desenvolvidas para o ombro e a artroplastia parcial. Na seção 2.3 é abordado os tipos de materiais utilizados em próteses, bem como suas propriedades. Por fim, na seção 2.4, alguns conceitos do que é e como funciona o método dos elementos finitos são abordados.

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

No capítulo 4 é apresentado os resultados e os testes de convergência da malha e os resultados obtidos das simulações.

Por fim, no capítulo 5, é realizada a conclusão do estudo.



## **2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

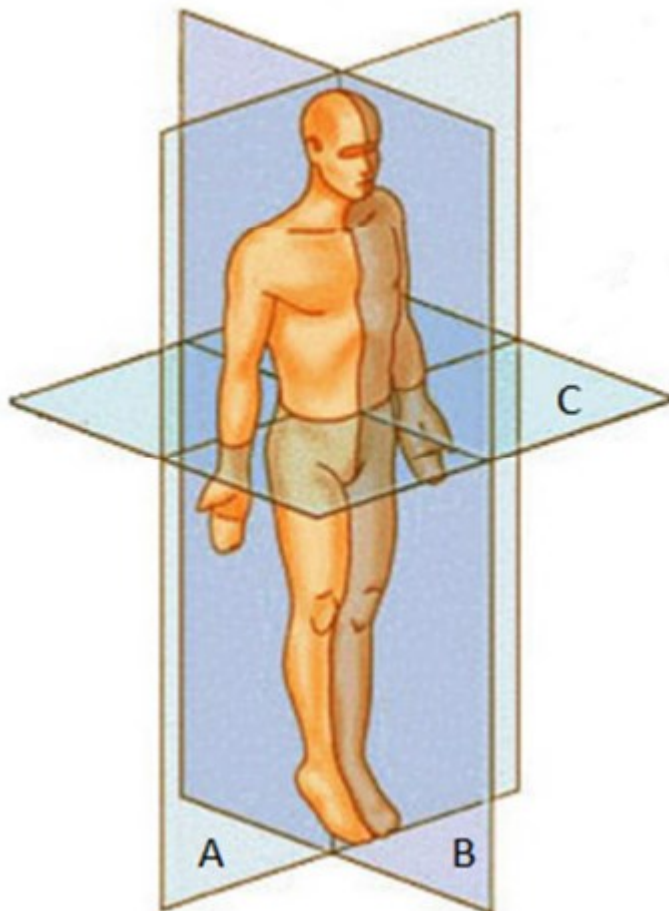
### **2.1 Biomecânica da articulação do ombro**

A caracterização do ombro se dá por uma estrutura mecânica capaz de rotacionar sobre si mesmo e suportar a realização de grandes esforços. O risco da instabilidade é devido ao fato de essa estrutura ser suspensa somente pela extremidade proximal do úmero, ou seja, o suporte é composto por estruturas moles (SOUZA, 2014).

#### **2.1.1 Posição anatômica**

Para descrever as posições espaciais que ocupam as estruturas anatômicas do corpo, é adotada uma convenção. A Figura 1 representa o corpo humano em posição anatômica, para isso é necessário que o corpo esteja ereto com os calcanhares unidos, pés apontados para frente e perpendiculares ao restante do corpo, braços estendidos (juntos ao tronco) com as palmas das mãos voltadas para frente e olhos fixos no horizonte (CORREIA, 2011).

**Figura 1 - Planos anatômicos do corpo humano. A: plano frontal; B: plano sagital; C: plano transversal**

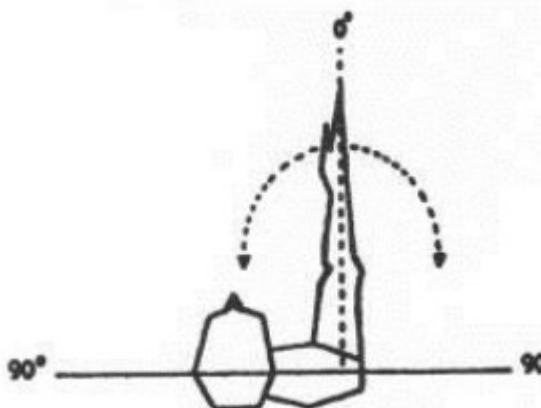


**Fonte: Correia (2011)**

### 2.1.2 Complexo articular

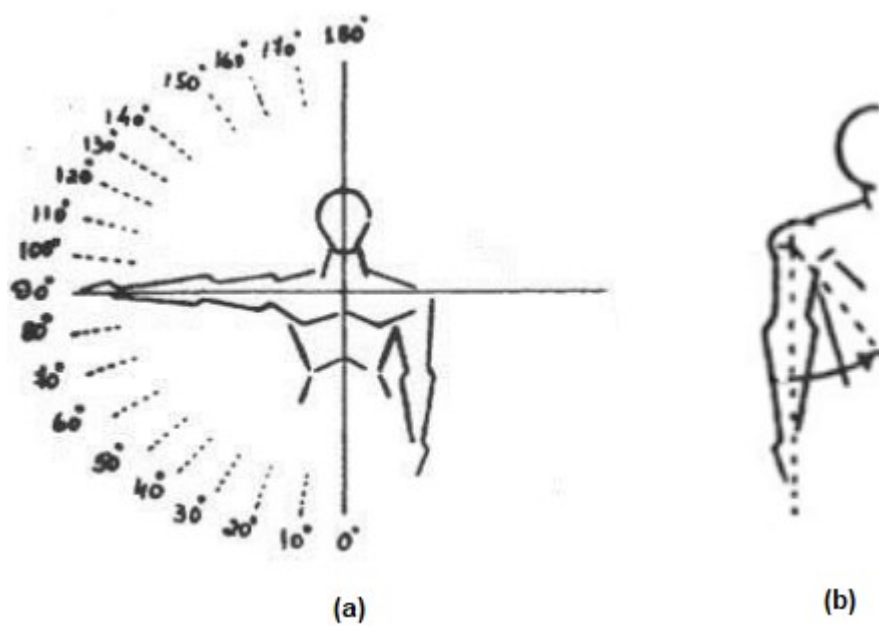
O complexo articular do ombro é constituído pelo úmero, clavícula e omoplata (escápula), denominadas de estruturas anatômicas ósseas. O complexo permite uma enorme disponibilidade angular e variedade de movimentos que são necessários para realização das atividades diárias. Dentre as possibilidades de movimentos estão a extensão e flexão no plano sagital (Figura 2), abdução e adução (Figura 3) no plano frontal, além da flexão e extensão horizontal (Figura 4) e rotação externa e interna no plano transversal (CORREIA, 2011; SOUZA, 2014).

Figura 2 - Movimento no plano sagital: flexão (antepulsão) de 0° a 180°; Extensão (retropulsão) de 0° a 60°



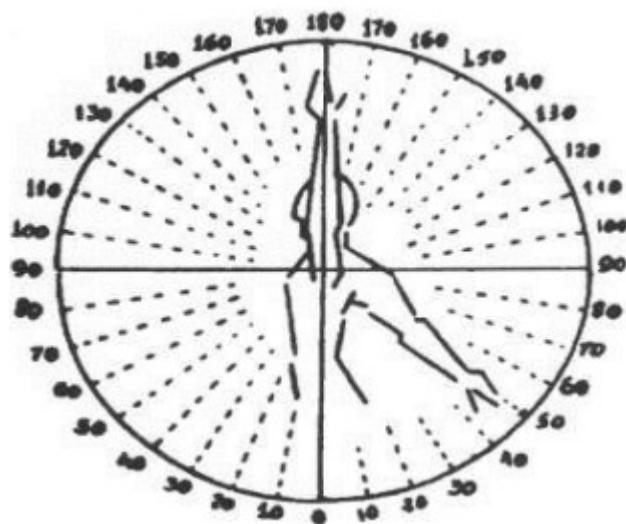
Fonte: Souza (2014)

Figura 3 - Plano frontal: (a) Abdução de 0° a 180°; (b) Adução de 0° a 45°



Fonte: Adaptado de Souza (2014)

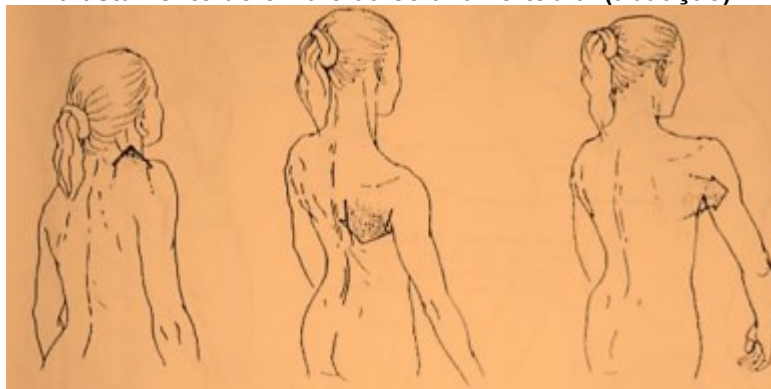
**Figura 4 - Movimentos no plano transverso: flexão horizontal de 0° a 135°; Extensão horizontal de 0° a 45°**



Fonte: Souza (2014)

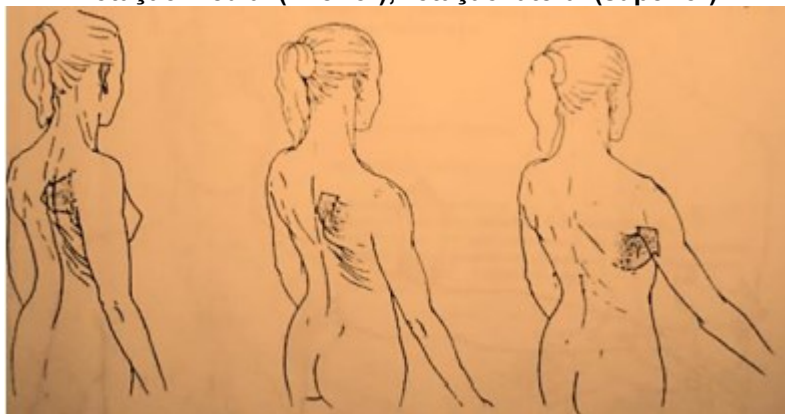
Os movimentos gerais do ombro podem ser classificados como os movimentos envolvendo o braço em relação a escápula (Figura 2, Figura 3 e Figura 4) e os movimentos do ombro sobre o tórax (Figura 5 e Figura 6) (SOUZA, 2014).

**Figura 5 - Movimentos do ombro sobre o tórax: elevação do ombro; abaixamento do ombro; afastamento do ombro da coluna vertebral (abdução)**



Fonte: Souza (2014)

**Figura 6 - Movimento do ombro sobre o tórax: aproximação da coluna vertebral (adução); rotação medial (inferior); rotação lateral (superior)**



**Fonte: Souza (2014)**

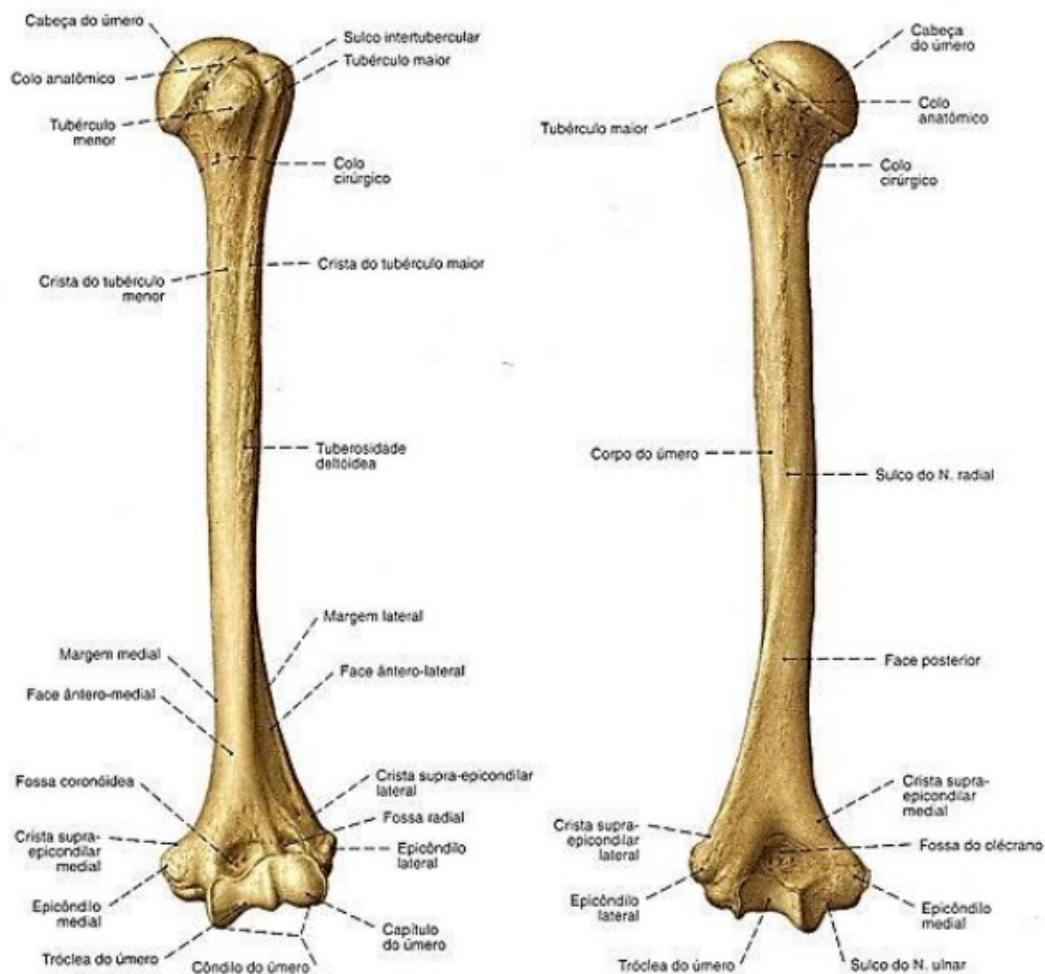
A complexidade do ombro não está ligada somente aos movimentos amplos, mas também ao seu controle, resultando em uma extrema precisão da articulação. Para que lesões sejam evitadas, é necessário que haja um balanço entre mobilidade e estabilidade (SOUZA, 2014).

#### 2.1.2.1 Úmero

O úmero (Figura 7) é o osso mais longo do braço, sendo o único a ligar-se à omoplata e aos ossos do antebraço. Em sua extremidade proximal, sua articulação com a omoplata é do tipo esférica, ou seja, é uma articulação feita através da cabeça do úmero, encaixando-se na cavidade glenoide da omoplata (CORREIA, 2011; SOUZA, 2014).

A cabeça do úmero é pouco menor que a metade de uma esfera, sendo sua face articular equivalente a cerca de 1/3 da superfície articular da cavidade glenóide. Apenas parte da face articular do úmero entra em contato com a superfície articular, qualquer que seja a posição da articulação (CORREIA, 2011).

**Figura 7 - Vista anterior e posterior do úmero**



**Fonte: Souza (2014)**

### 2.1.2.2 Clavícula

A clavícula é um osso relativamente longo do membro superior. Suas duas curvaturas lhe dão o formato semelhante à de um “S” deitado (Figura 8). Esse osso suporta o ombro, possibilitando o membro a mover-se livre do tronco, com parte do seu peso transmitido para o esqueleto axial (CORREIA, 2011; SOUZA, 2014).

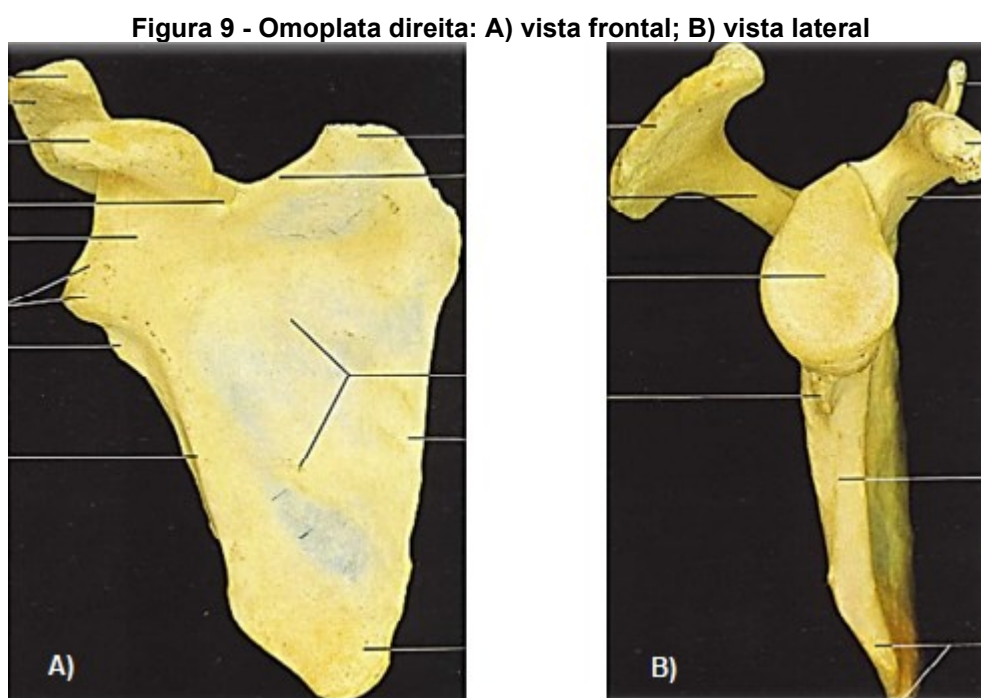
**Figura 8 - Clavícula direita, vista inferior**



**Fonte: Adaptado de Correia (2011)**

### 2.1.2.3 Omoplata (escápula)

A omoplata (Figura 9) é um osso com forma geométrica extremamente adequada para desempenhar seu papel, além de ser uma estrutura importantíssima para a articulação do ombro (SOUZA, 2014).



Fonte: Adaptado de Correia (2011)

## 2.2 Próteses

A primeira substituição da articulação do ombro foi realizada, em 1893, por Péan, em um paciente com artrite tuberculosa. A prótese desenvolvida para o caso era de uma bola de borracha endurecida com dois sulcos profundos posicionados em ângulo reto, onde cada um dos sulcos continha uma alça metálica. Uma das alças era fixada no glenoide enquanto a outra terminava na diáfise do úmero proximal. A artrite tuberculosa e a fistulação passaram a ser recorrentes, de modo que a prótese foi removida após dois anos do implante (BUCK; JOST; HODLER, 2008).

Técnicas cirúrgicas e desenvolvimento de próteses para o aprimoramento no tratamento de fraturas complexas do úmero proximal somente foram trabalhadas a partir de 1950, com Neer. Inicialmente, as próteses foram desenvolvidas com o intuito de estabilizar a articulação glenoumeral degenerada, partindo do princípio de que a ruptura ou insuficiência do manguito rotador deveria ser compensada. Esse tipo de prótese caiu em desuso. As próteses, atualmente, possuem resultados clínicos muito

melhores, permitindo que os pacientes levem uma vida ativa, tornando a artroplastia do ombro mais estabelecida (BUCK; JOST; HODLER, 2008).

### 2.2.1 Artroplastia parcial

A artroplastia parcial do ombro é indicada para casos onde há necrose avascular da cabeça do úmero (caso a cartilagem glenoidal esteja intacta), osteoartrite quando há o impedimento de implantação estável do componente glenóide em decorrência de uma glenóide com deficiência óssea, em casos de artrite reumatóide avançada e, também, quando há destruição avançada da glenóide (BUCK; JOST; HODLER, 2008)

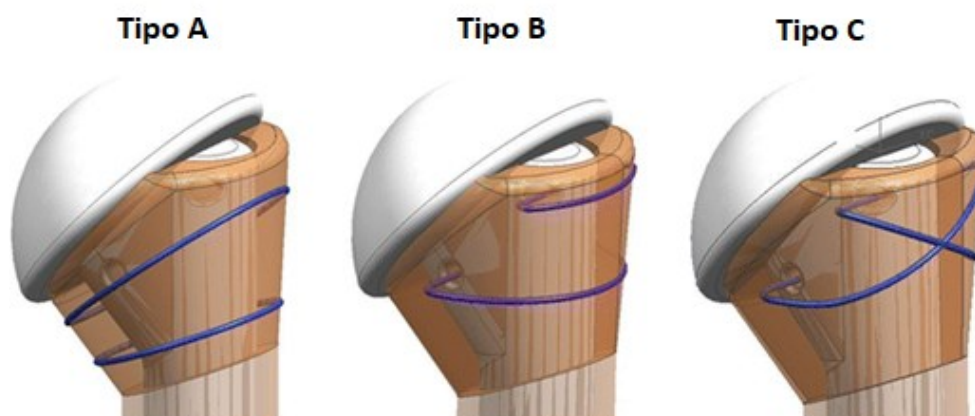
Para que o procedimento cirúrgico seja bem sucedido é necessário que o centro de rotação da articulação, o comprimento do úmero e a retroversão da glenóide sejam restaurados à sua forma original. Outro fator essencial para o sucesso da operação são projetos protéticos especiais, possibilitando uma cicatrização do tubérculo maior e menor na prótese, além de uma fixação estável (BUCK; JOST; HODLER, 2008).

Para o implante da prótese, é fixado o componente umeral dentro do canal medular mediante o uso de cimento acrílico com retroversão. O seguinte passo é posicionar a cabeça da prótese em que haja um equilíbrio entre mobilidade e estabilidade. Essa posição é determinada através do auxílio de implantes de prova. Entre a metáfise e os tubérculos (maior e menor) é colocado enxerto ósseo esponjoso, proveniente da cabeça do úmero, facilitando a consolidação (CHECCHIA et al., 2005).

Três tipos de fixação podem ser aplicados em úmeros fraturados, demonstrados na Figura 10. A primeira consiste na fixação a partir de duas cerclagem ao redor das partes do fragmento da tuberosidade maior e menor, envolvendo todo o úmero. A segunda possui duas cerclagem orientadas por orifícios anteroposteriores da prótese, na parte média. A terceira é dada pelo cruzamento do cabo na superfície óssea lateral do úmero proximal (BAUMGARTNER et al., 2009).



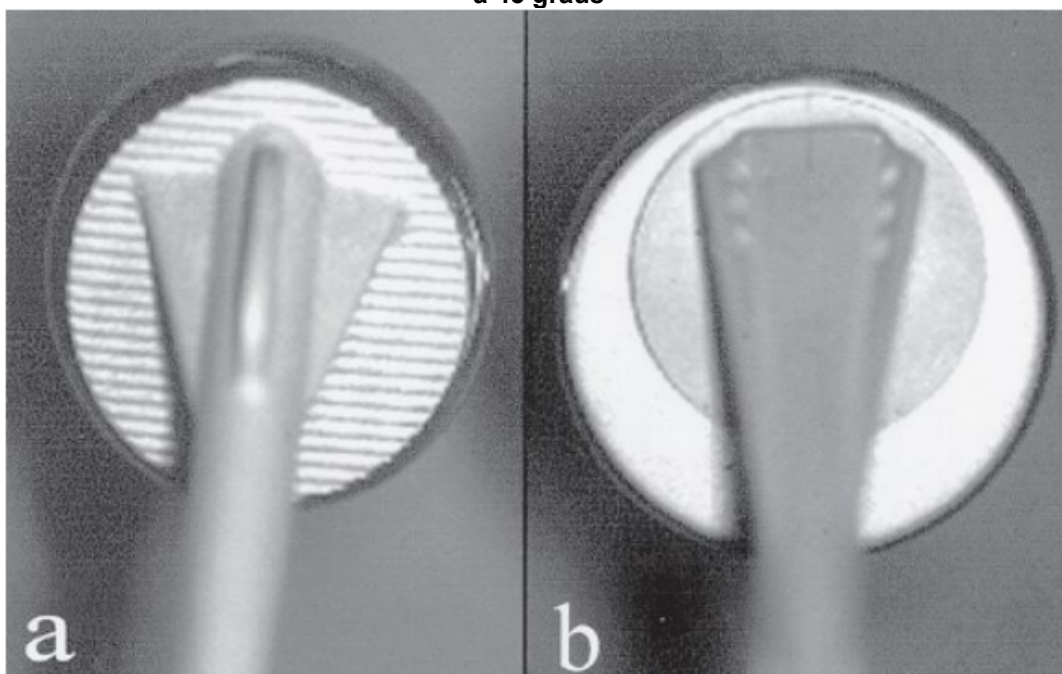
**Figura 10 - Métodos de fixação ao redor do úmero fraturado: cerclagem circunferencial ao redor de todo úmero proximal fraturado; guia do cabo pela parte média da prótese; cruzamento do cabo na superfície óssea lateral**



Fonte: Adaptado de Baumgartner et al. (2009)

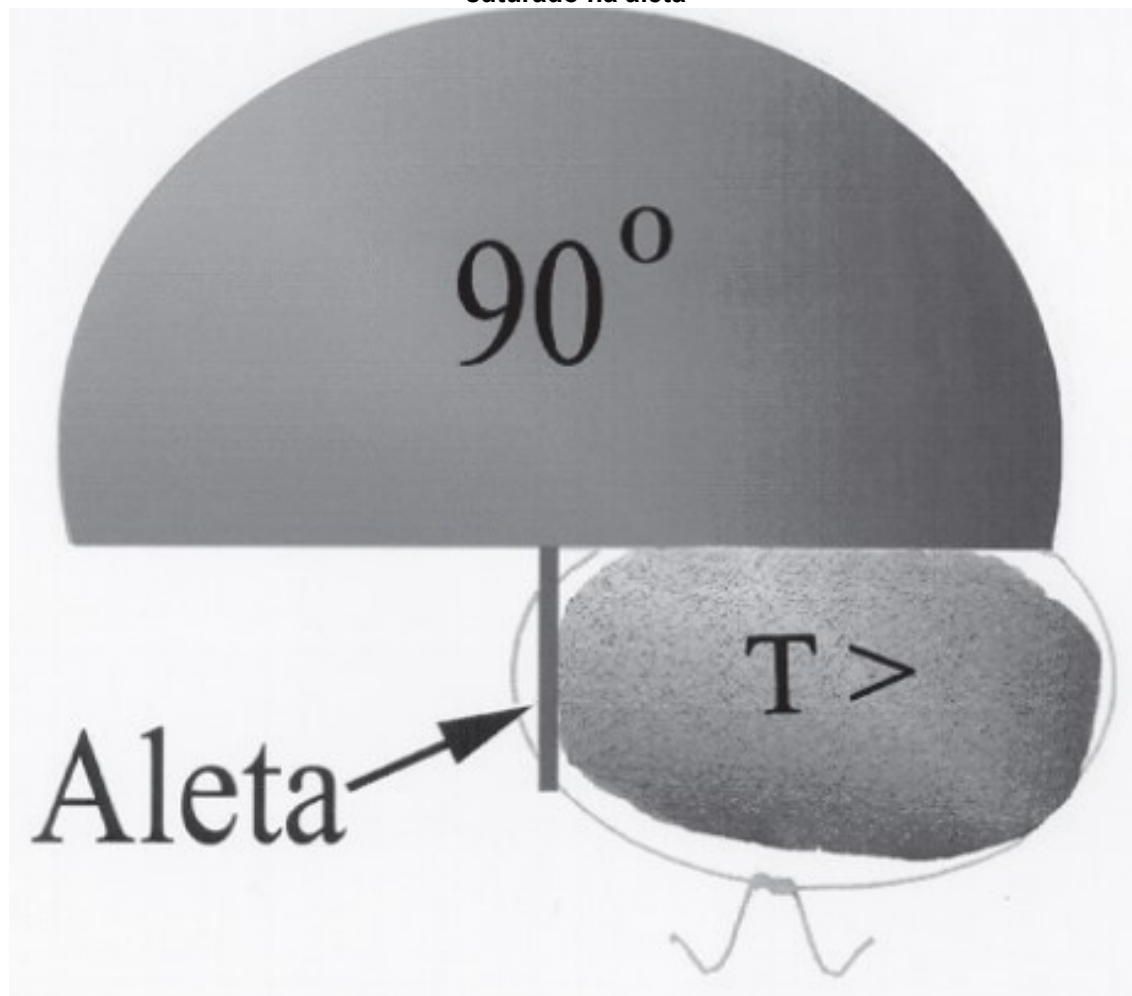
Os tubérculos fraturados podem ser posicionados mais próximos da anatomia normal através do uso de próteses com aletas em “V”, isto é, aletas a 45° entre si (Figura 11), proporcionando uma melhor fixação dos tubérculos e o decaimento de complicações, constatados na Figura 12 e Figura 13 (BAUMGARTNER et al., 2009).

**Figura 11 - Visão posterior das próteses: a) prótese com aleta a 90 graus; b) prótese com aleta a 45 graus**



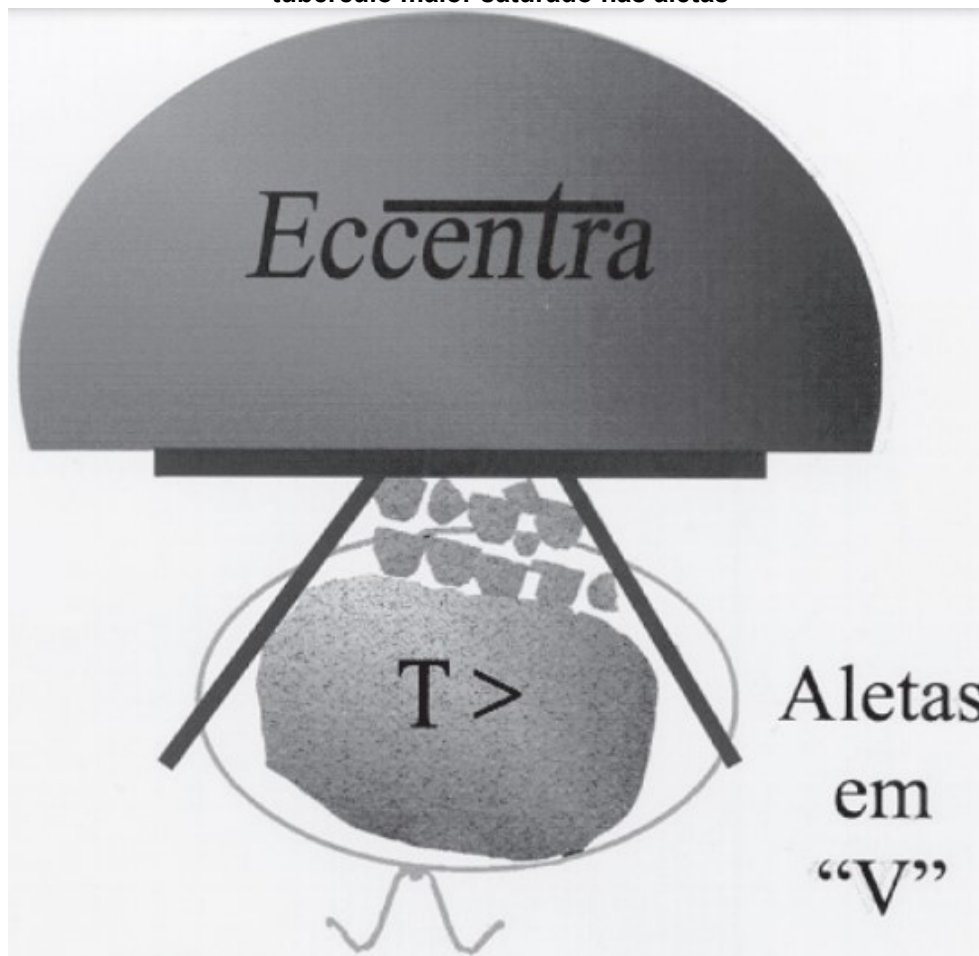
Fonte: Checchia et al. (2005)

Figura 12 - Visão superior do esquema de prótese com aleta à 90 graus, com tubérculo maior suturado na aleta



Fonte: Checchia et al. (2005)

Figura 13 - Visão superior do esquema de prótese com aletas à 45 graus (Eccentra), com tubérculo maior saturado nas aletas



Fonte: Checchia et al (2005)

### 2.3 Biomateriais

Os biomateriais possuem origem sintética ou natural, amplamente utilizados em sistemas biológicos através de implantes, aparelhos ou qualquer sistema que estiver em contato. Tem por finalidade substituir ou restaurar funções comprometidas mediante traumatismos e desgastes, além da função de tecidos no corpo (MORAIS; GUIMARÃES; ELIAS, 2007; TURRER; FERREIRA, 2008).

Para a seleção do biomaterial é extremamente importante saber para qual aplicação se destinam. Esse parâmetro é essencial para que haja biocompatibilidade, ou seja, não provoquem respostas adversas ao sistema, além do material não ser tóxico, antigênico, mutagênico ou carcinogênico (MORAIS; GUIMARÃES; ELIAS, 2007).

Em outras palavras, para que o implante da prótese composta de biomaterial seja sucedido, é necessário analisar como o tecido do órgão receptor irá reagir, bem

como a superfície de contato e a adesão. É inevitável que haja reação do organismo em relação ao material implantado. É possível categorizar quatro tipos de respostas teciduais a implantes (TURRER; FERREIRA, 2008):

- I. Morte do tecido ao redor, quando o material é tóxico;
- II. Uma interface de adesão contínua é formada entre implante e tecido, quando o material é biologicamente ativo e não tóxico;
- III. Cápsula de tecido fibroso com espessura variável é formada, quando o material é biologicamente inativo e não tóxico;
- IV. Os tecidos ao redor do material o substituem, caso ele não seja tóxico e se dissolve.

Além da biocompatibilidade e da toxicidade, é necessário analisar quão resistente o material é em relação as tensões mecânicas. Os biomateriais com aplicações clínicas são metais e ligas, polímeros, compósitos e cerâmicos (ARAÚJO; COUTO, 2017; ELIAZ, 2019).

Dentre os materiais citados, os mais comuns em implantes são os biomateriais metálicos, sendo os aços normatizados ASTM F138 e ISO 5832-1 os principais, pois, além de atender os requisitos necessários para a utilização como implante, o seu custo, biocompatibilidade e combinação de propriedades mecânicas são favoráveis (ARAÚJO; COUTO, 2017).

O aço inoxidável é o material mais frequente para a utilização de fixação interna, demonstrando uma combinação satisfatória de resistência mecânica, ductilidade, facilidade de fabricação e custo efetivo. Para implantes, o aço inoxidável necessita ter estrutura austenítica (aço inoxidável austenítico), de acordo com a norma ASTM F138, oferecendo maior resistência à corrosão (ARAÚJO; COUTO, 2017).

Outro componente interessante para ser utilizado na confecção de próteses são os materiais poliméricos. Devido a facilidade da sua fabricação em diversas formas, sua aplicação se torna muito viável em diversas áreas. Outro fator importante é que, devido a sua semelhança com tecidos poliméricos naturais, em alguns casos é possível obter uma ligação entre os tecidos poliméricos naturais e sintéticos. Atualmente, os principais polímeros utilizados em implantes ortopédicos são o polietileno, o polimetilmetacrilato (PMMA) e o polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) (ARAÚJO; COUTO, 2017; RODRIGUES, 2013).

### 2.3.1 ASTM F138

A Sociedade Americana para Testes de Materiais (ASTM) especifica metais e ligas como materiais para implantes, sendo eles resistentes a corrosão e biocompatíveis, sendo essas duas características importantes pois, quanto menos substâncias forem liberadas pelo material, melhor o corpo aceitará (ARAÚJO; COUTO, 2017).

A norma ASTM F138 especifica que, para implantes, o aço inoxidável deve possuir estrutura austenítica, oferecendo maior resistência à corrosão. Dentre as características, a principal é o elevado teor de níquel, atuando como estabilizador da fase austenítica (MILITÃO et al., 2018).

A estrutura austenítica pode ser alcançada pela adição de níquel ao ferro, o que expande o campo da fase austenítica, tornando a austenita estável em temperaturas abaixo do ambiente, além de torná-la amagnética. (MILITÃO et al., 2018).

Além disso, a norma traz requisitos químicos da composição do aço, mostrados na Tabela 1 a seguir

**Tabela 1 - Tabela de requisitos químicos (Norma ASTM F138)**

Requisito químico (Norma ASTM F138)		
Elementos	Composição, % (massa/massa)	Tolerância abaixo do mínimo ou acima do limite máximo, % (massa/massa)
Carbono (C)	0,030 máx.	0,005
Manganês (Mn)	2,00 máx.	0,04
Fósforo (P)	0,025 máx.	0,005
Enxofre (S)	0,010 máx.	0,005
Silício (Si)	0,75 máx.	0,05
Cromo (Cr)	17,00 a 19,00	0,2
Níquel (Ni)	13,00 a 15,00	0,15
Molibdênio (Mo)	2,25 a 3,00	0,10
Nitrogênio (N)	0,10 máx.	0,01
Cobre (Cu)	0,50 máx.	0,03
Ferro (Fe)	-	-

Fonte: Adaptado de Militão et.al. (2018)

### 2.3.2 ISO 5832-1

A norma ISO 5832 parte 1 (2016) detalha as características dos aços inoxidáveis austeníticos utilizados em aplicações biomédicas, como próteses, órteses e implantes cirúrgicos. Essa norma descreve um tipo específico de aço inoxidável austenítico (MATOS et al., 2020).

Nenhum material de implante cirúrgico foi comprovado como totalmente isento de reações adversas no corpo humano. Apesar disso, a experiência clínica de longo prazo com o material demonstrou que é possível esperar uma resposta biológica aceitável quando o material é utilizado em aplicações adequadas (ISO 5832-1, 2016).

A padronização da estrutura microscópica é necessária para o aço, que deve ter uma estrutura microscópica uniforme e austenítica, com grãos refinados e poucas inclusões. É amplamente reconhecido que essas características aumentam consideravelmente a resistência à fadiga, o que é crucial para próteses, contribuindo para uma utilização prolongada e minimizando o impacto na qualidade de vida do paciente (MATOS et al., 2020).

A Tabela 2 a seguir apresenta a composição química do aço.

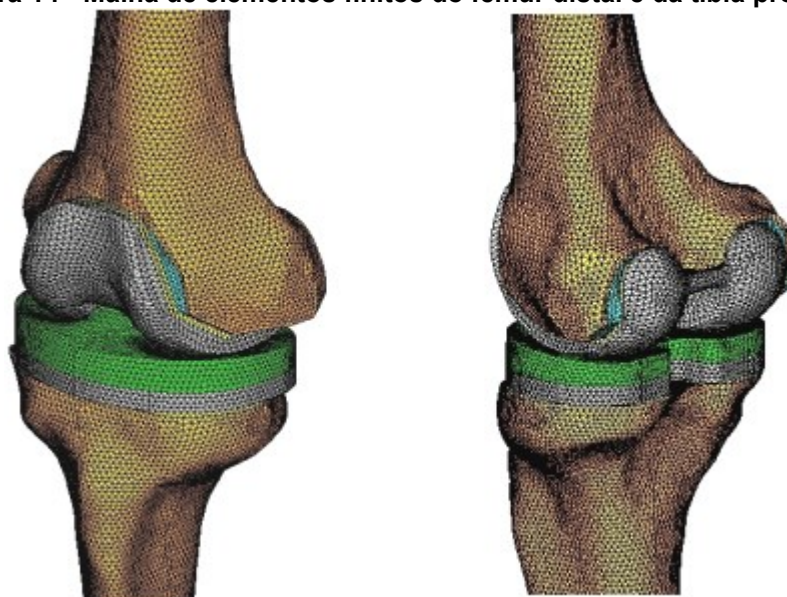
<b>Tabela 2 - Composição química do aço ISO 5832-1</b>	
<b>Elemento</b>	<b>Fração de massa %</b>
Carbono (C)	0,030 máx.
Silício (Si)	1,0 máx.
Manganês (Mn)	2,0 máx.
Fósforo (P)	0,025 máx.
Enxofre (S)	0,010 máx.
Nitrogênio (N)	0,10 máx.
Cromo (Cr)	17,00 a 19,00
Molibdênio (Mo)	2,25 a 3,00
Níquel (Ni)	13,00 a 15,00
Cobre (Cu)	0,50 máx.
Ferro (Fe)	Balanço

**Fonte: Adaptado de ISO 5832-1 (2016)**

## 2.4 Método dos elementos finitos

Realizar a análise de tensões e deflexões através de soluções analíticas são aplicáveis, principalmente, em geometrias simples. No entanto, no meio da engenharia os componentes de máquinas raramente possuem formas geométricas simples, dificultando ou até mesmo tornando impossível o cálculo das tensões e deflexões pelo método analítico. O método dos elementos finitos (MEF) soluciona equações diferenciais parciais através de aproximações numéricas, ou seja, seu resultado também é aproximado. Dentro da engenharia, o MEF permite solucionar problemas de transferência de calor, análise de tensões, eletromagnetismo e escoamento de fluidos de geometrias mais complexas, como demonstrado na Figura 14, através de simulações computacionais (FISH; BELYTSCHKO, 2009; NORTON, 2013).

**Figura 14 - Malha de elementos finitos do fêmur distal e da tíbia proximal**

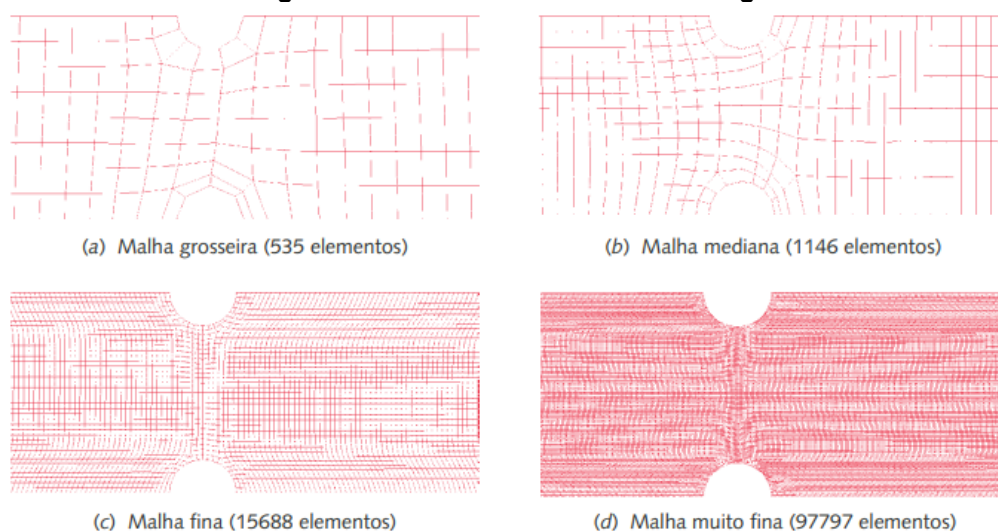


**Fonte: Completo (2006)**

O método consiste na divisão do componente em um número finito de elementos que são conectados pelos seus nós, formando, assim, uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Ao aplicar um conjunto de cargas e condições de contorno em alguns dos nós, é possível a obtenção das deformações e tensões presentes em qualquer região do componente em análise, pois, através dos nós, os elementos passam informações entre si e se movimentam no espaço, conforme o grau de liberdade atribuído (LOTTI et al., 2006; NORTON, 2013).

A malha pode ser grosseira, mediana, fina e muito fina, dependendo do tamanho e quantidade de elementos, como demonstrado na Figura 15. Quanto mais elementos de tamanho menor, melhor será a aproximação, porém, acarretará em um aumento no tempo de processamento. Nas regiões do componente onde há uma variação suave do gradiente de tensão, pode-se utilizar elementos de maior tamanho. Já nas regiões próximas de cargas aplicadas ou concentrações de tensão, ou seja, onde há uma mudança repentina no gradiente de tensão, é mais adequado o uso de uma malha mais fina (NORTON, 2013).

**Figura 15 - Refino da malha em uma viga**



**Fonte: Norton (2013)**

Na área da biomecânica ortopédica o MEF é utilizado amplamente para analisar como tecidos biológicos, especialmente ossos, músculos e cartilagem articular, se comportam mecanicamente. O método permite testar e otimizar o desempenho de dispositivos ortopédicos tanto a curto quanto a longo prazo, além de relacionar os processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fraturas com a determinação do estado de tensão e/ou deformação (COMPLETO, 2006).



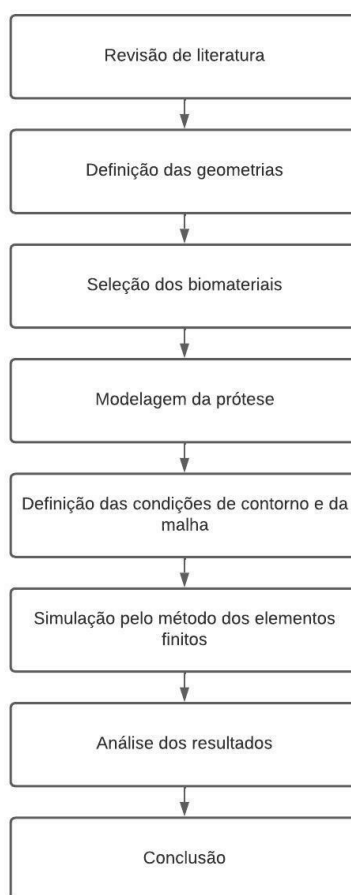
### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi elaborado a partir de uma prótese de ombro confeccionada para uma artroplastia parcial de ombro, variando seu material com a finalidade de analisar as tensões atuantes. A prótese foi modelada por semelhança das próteses Eccentra II, da fabricante IMPOL Instrumental e Implantes Ltda (Figura 11-b e Figura 13). A figura 16 apresenta um fluxograma com a sequência das etapas realizadas no desenvolvimento do estudo.

A modelagem tridimensional do componente foi realizada via *software* SolidWorks.

Já a análise computacional foi realizada utilizando o *software* comercial Ansys Workbench (versão de estudante), foi definida a malha para permitir a realização da simulação através do método dos elementos finitos, aplicando as condições de contorno.

**Figura 16 - Fluxograma das etapas de execução do trabalho proposto**

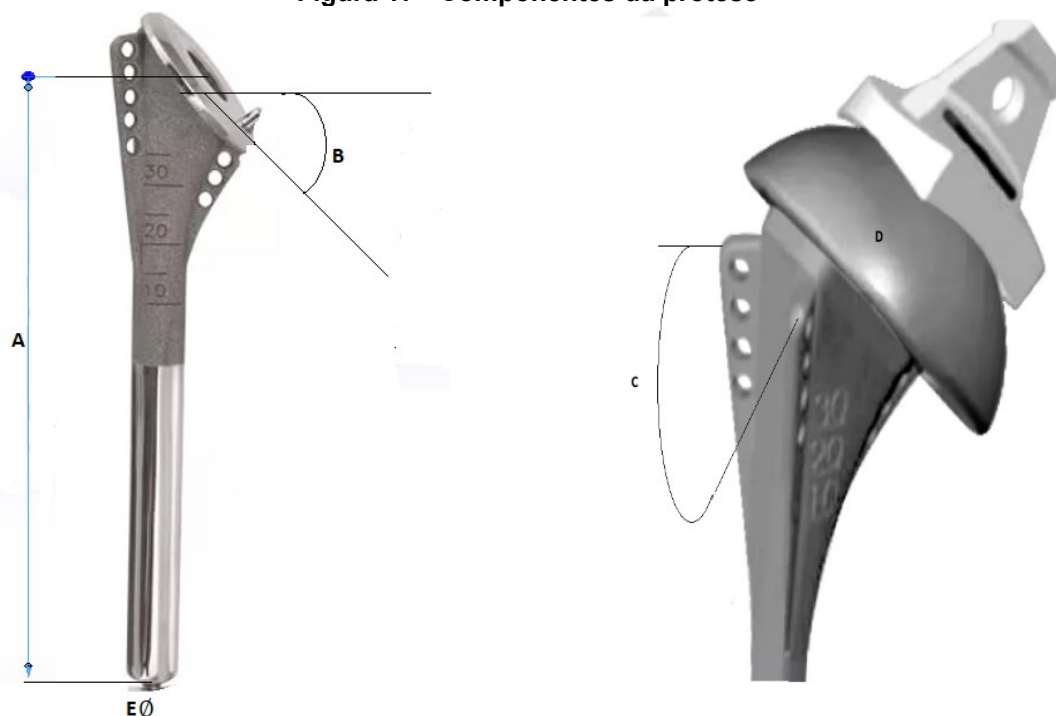


**Fonte: Autoria própria (2023)**

### 3.1 Definição das geometrias

A prótese parcial de ombro precisa ser dimensionada corretamente para que possa desempenhar seu papel adequadamente. A figura 17 identifica os principais componentes dimensionados.

Figura 17 - Componentes da prótese



Fonte: Adaptado de Impol (2023)

As dimensões utilizadas para a modelagem da prótese são descritas na Tabela 3. Os valores utilizados foram baseados na prótese feita pela fabricante IMPOL Instrumental e Implantes Ltda, a Eccentra II.

Tabela 3 - Dimensões da prótese

Cota	Descrição	Dimensão	Referência bibliográfica
A	Comprimento haste umeral	115 mm	(IMPOL, 2023)
B	Colo valgo	45°	(IMPOL, 2023)
C	Ângulo entre as aletas	45°	(IMPOL, 2023)
D	Raio cabeça umeral	23 mm	(IMPOL, 2023)
E	Diâmetro haste umeral	7 mm	(IMPOL, 2023)

Fonte: Autoria própria (2023)

### 3.2 Seleção dos biomateriais

Dentro dos biomateriais foi analisada as propriedades mecânicas de três aços inoxidáveis, condicionando seu uso no estudo. A Tabela 4 a seguir apresenta os materiais selecionados e os componentes do tecido ósseo, bem como suas propriedades.

**Tabela 4 - Propriedade dos materiais**

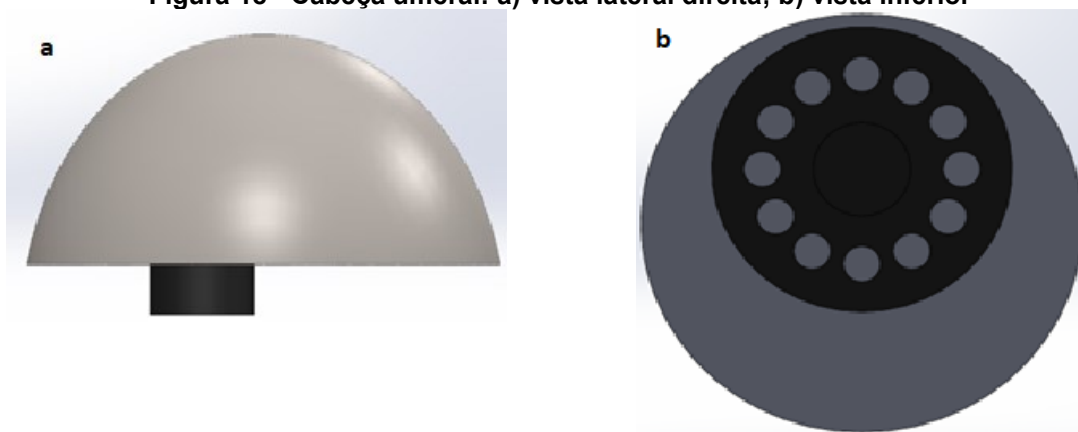
<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade (GPa)</b>	<b>Tensão de Escoamento (Mpa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Referência Bibliográfica</b>
Osso cortical	5,40	90,00	0,30	(FERNANDES, 2016)
Osso trabecular	2,10	4,40	0,30	(FERNANDES, 2016)
SS316L	200,00	170,00	0,30	(ELGIN FASTENERS, 2023)
ASTM F138	181,00	190,00	0,30	(SANTOS, 2019)
ISO 5832-1	112,00	820,00	0,30	(MATWEB, 2023)

**Fonte: Autoria própria (2023)**

### 3.3 Modelagem

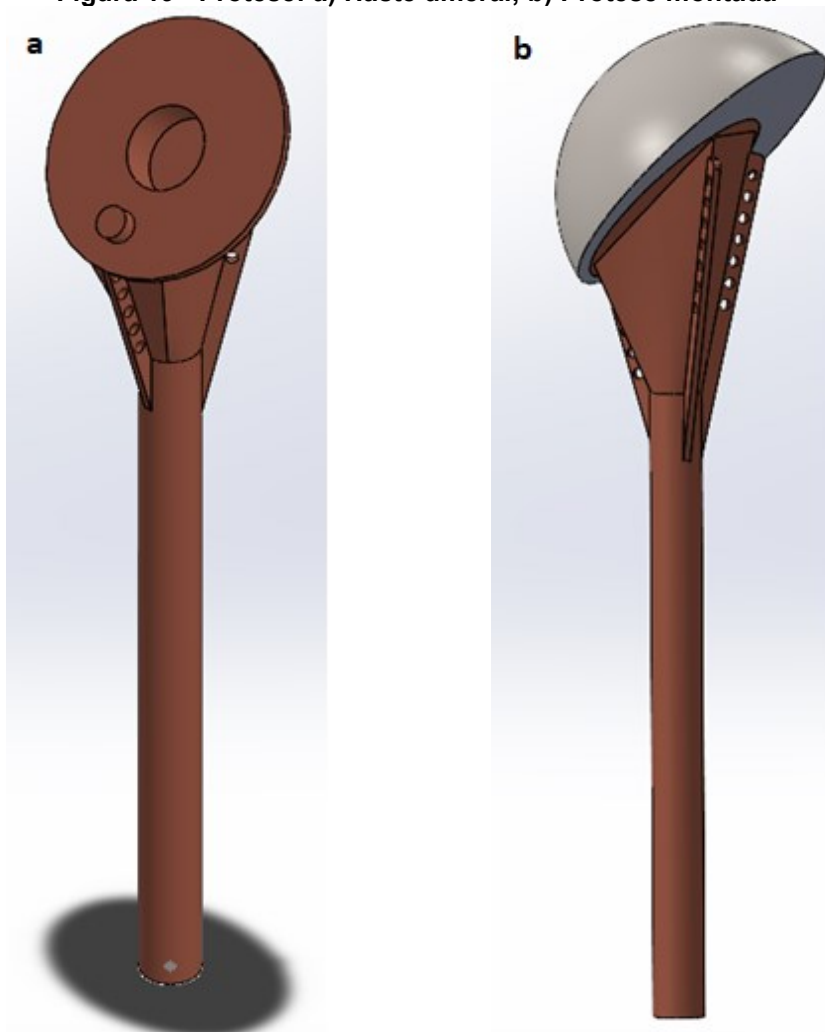
A modelagem tridimensional do componente foi desenvolvida via *software* SolidWorks. Com a finalidade de facilitar a montagem da prótese (Figura 19), foram modelados dois componentes separadamente, cabeça umeral e haste umeral (Figuras 18 e 19 respectivamente).

Figura 18 - Cabeça umeral: a) vista lateral direita; b) vista inferior



Fonte: Autoria própria (2023)

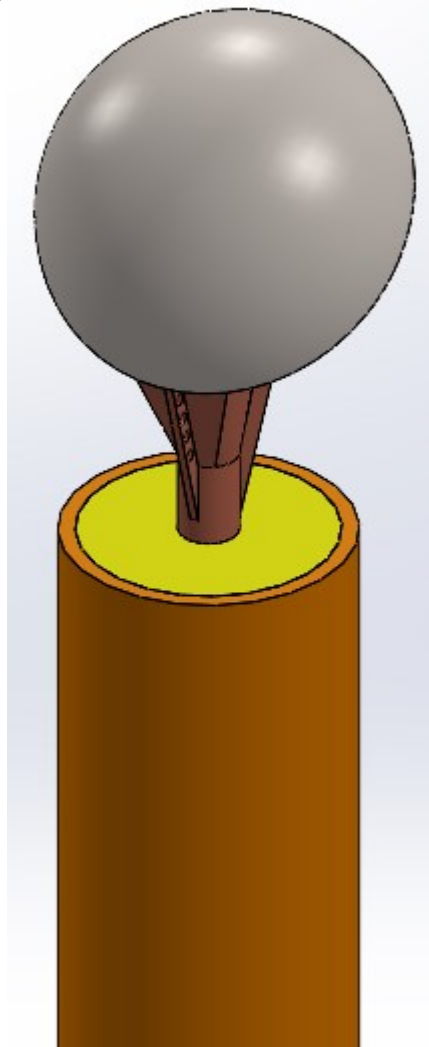
Figura 19 - Prótese: a) Haste umeral; b) Prótese montada



Fonte: Autoria própria (2023)

Visto que a modelação de estruturas anatómicas é uma atividade extremamente complexa, uma geometria cilíndrica foi modelada com a finalidade de representar o úmero e, assim, simular a prótese implantada (Figura 20).

**Figura 20 - Prótese de ombro implantada**



**Fonte: Autoria própria (2023)**

Na Figura 20, a parte laranja representa o osso cortical, enquanto a amarela o osso trabecular.

### **3.3 Análise dos esforços**

Dentre os diversos movimentos do ombro citados na literatura, o que resulta em maiores tensões principais é o de abdução, em especial quando o movimento atinge 90° de abdução (Figura 3-a). Ao utilizar prótese instrumentada, os valores de

forças atuantes no contato dela com a zona glenóide variam de 36 a 128% do peso corporal (SOUSA, 2014).

Para a simulação, utilizando um valor intermediário de 82% do peso corporal, foi considerado uma pessoa de 78 kg de massa, ou seja, foi aplicada uma força de 627 N, isotrópica, como demonstrado na Figura 21 a seguir.

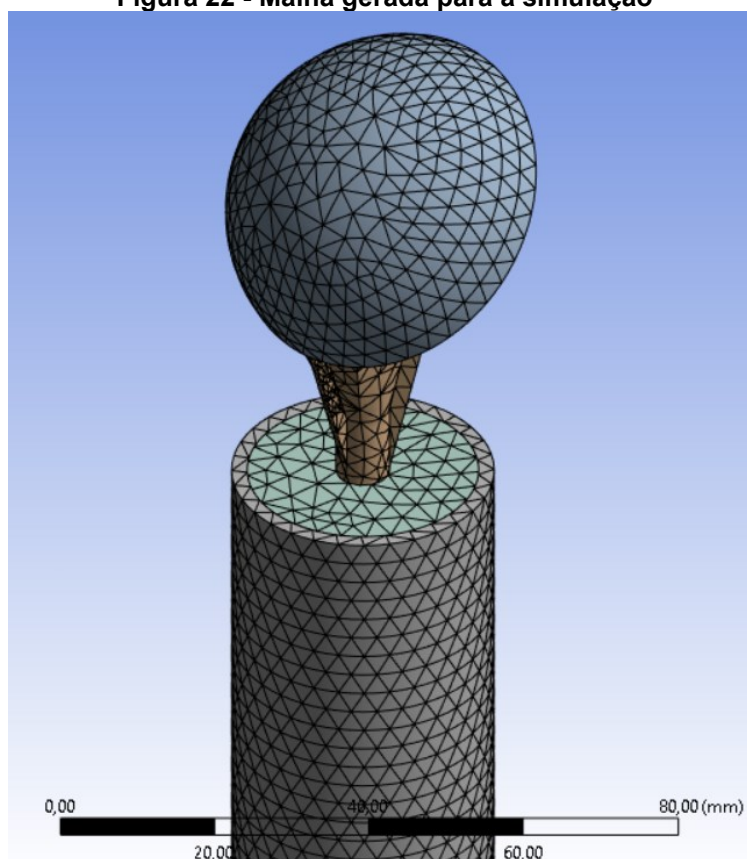
**Figura 21 - Força atuante no contato glenoumeral em movimento de abdução a 90°**



Fonte: Souza (2014)

### 3.4 Análise computacional

Utilizando o *software* comercial Ansys Workbench, foi definida uma malha tetraédrica (Figura 22) para permitir a realização da simulação através do método dos elementos finitos, aplicando as condições de contorno no conjunto osso-prótese.

**Figura 22 - Malha gerada para a simulação**

**Fonte: Autoria própria (2023)**

A fim de analisar as tensões de von Mises e avaliar as tensões de resistência que os materiais atingem, foram utilizadas as propriedades dos materiais presentes na Tabela 4.

Além disso, as condições de contorno, discutidas no capítulo 3.3 deste trabalho, foram aplicadas em todas as simulações.

Com o intuito de obter resultados mais precisos, foi necessário realizar um teste de convergência. O teste consiste em variar o tamanho da malha e realizar a simulação, analisando a variação de resultado entre uma interação e outra (RECHENA, 2014).

## 4 RESULTADOS

Para a realização do teste de convergência, o tamanho do elemento foi variado de 3,1 a 5,0 mm.

Para a análise das tensões conforme material, foram realizadas 9 simulações conforme a Tabela 5.

**Tabela 5 - Denominação das simulações**

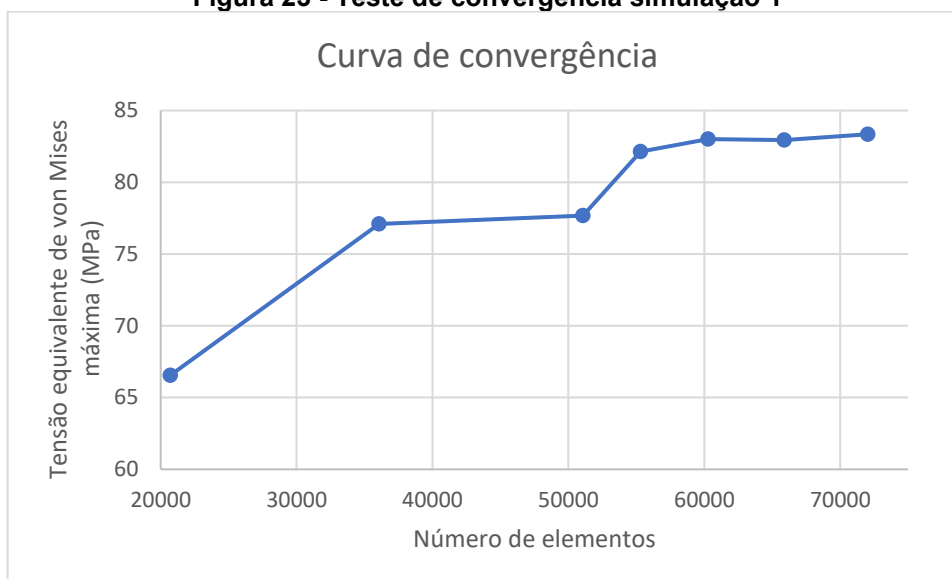
<b>Simulação</b>	<b>Material da haste umeral</b>	<b>Material da cabeça umeral</b>
1	SS316L	SS316L
2	SS316L	ASTM F138
3	SS316L	ISO 5832-1
4	ASTM F138	SS316L
5	ASTM F138	ASTM F138
6	ASTM F138	ISO 5832-1
7	ISO 5832-1	SS316L
8	ISO 5832-1	ASTM F138
9	ISO 5832-1	ISO 5832-1

Fonte: Autoria própria (2023)

### 4.1 Teste de convergência para simulação 1

A Figura 23 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.



**Figura 23 - Teste de convergência simulação 1**

**Fonte: Autoria própria (2023)**

A Tabela 6 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 23. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

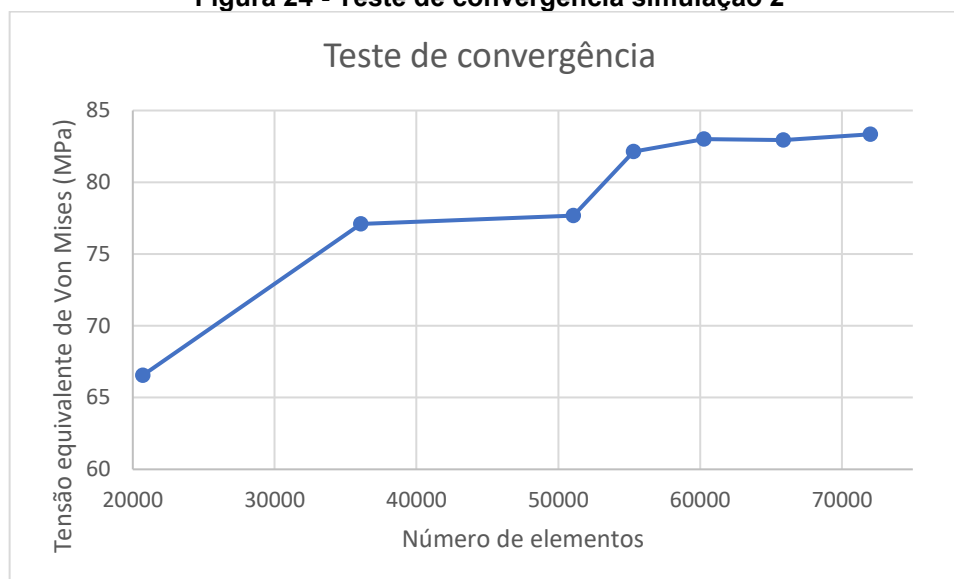
**Tabela 6 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 1**

<b>Tamanho do elemento (mm)</b>	<b>Número de elementos</b>	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença (%)</b>
5,0	20709	66,553	-
4,0	36079	77,105	13,69
3,5	51076	77,683	0,74
3,4	55324	82,146	5,43
3,3	60290	82,999	1,03
3,2	65878	82,931	0,08
3,1	72024	83,343	0,49

**Fonte: Autoria própria (2023)**

#### **4.2 Teste de convergência para simulação 2**

A Figura 24 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.

**Figura 24 - Teste de convergência simulação 2**

Fonte: Autoria própria (2023)

A Tabela 7 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 24. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

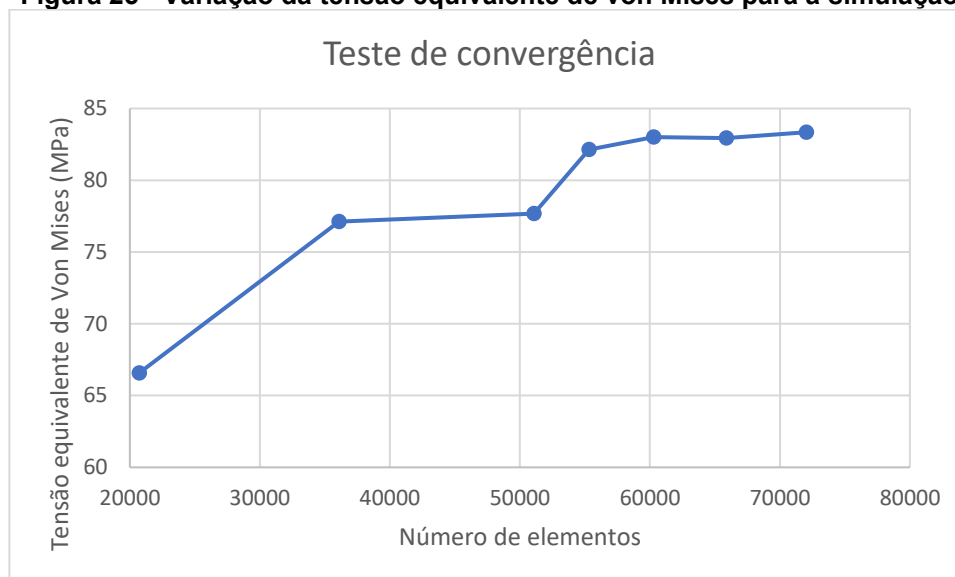
**Tabela 7 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 2**

Tamanho do elemento (mm)	Número de elementos	Tensão (MPa)	Diferença (%)
5,0	20709	66,554	-
4,0	36079	77,106	13,69
3,5	51076	77,683	0,74
3,4	55324	82,146	5,43
3,3	60290	82,999	1,03
3,2	65878	82,931	0,08
3,1	72024	83,343	0,49

Fonte: Autoria própria (2023)

### 4.3 Teste de convergência para simulação 3

A Figura 25 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.

**Figura 25 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 3**

**Fonte: Autoria própria (2023)**

A Tabela 8 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 25. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

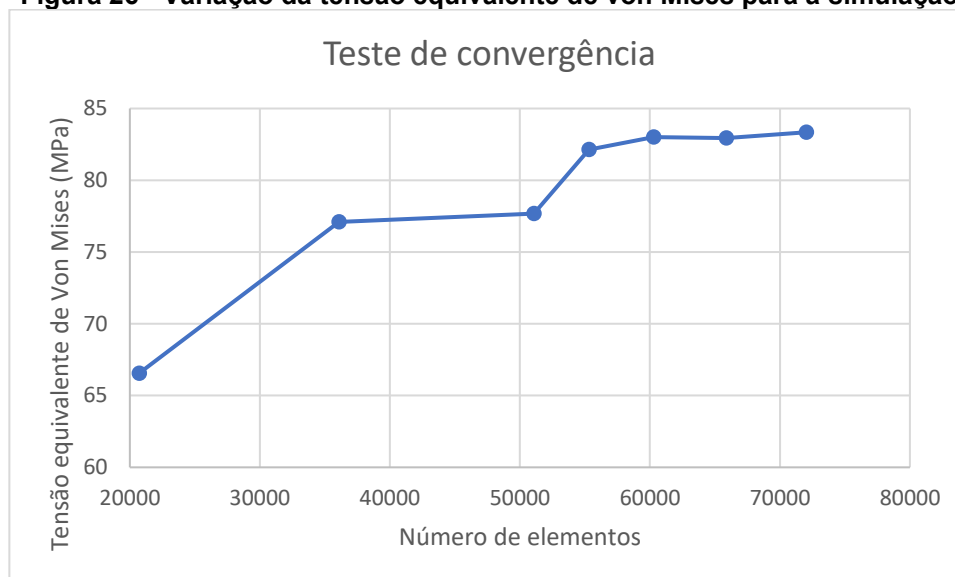
**Tabela 8 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 3**

<b>Tamanho do elemento (mm)</b>	<b>Número de elementos</b>	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença (%)</b>
5,0	20709	66,559	-
4,0	36079	77,110	13,67
3,5	51076	77,685	0,74
3,4	55324	82,148	5,43
3,3	60290	83,001	1,03
3,2	65878	82,933	0,08
3,1	72024	83,345	0,49

**Fonte: Autoria própria (2023)**

#### **4.4 Teste de convergência para simulação 4**

A Figura 26 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.

**Figura 26 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 4**

**Fonte: Autoria própria (2023)**

A Tabela 9 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 26. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

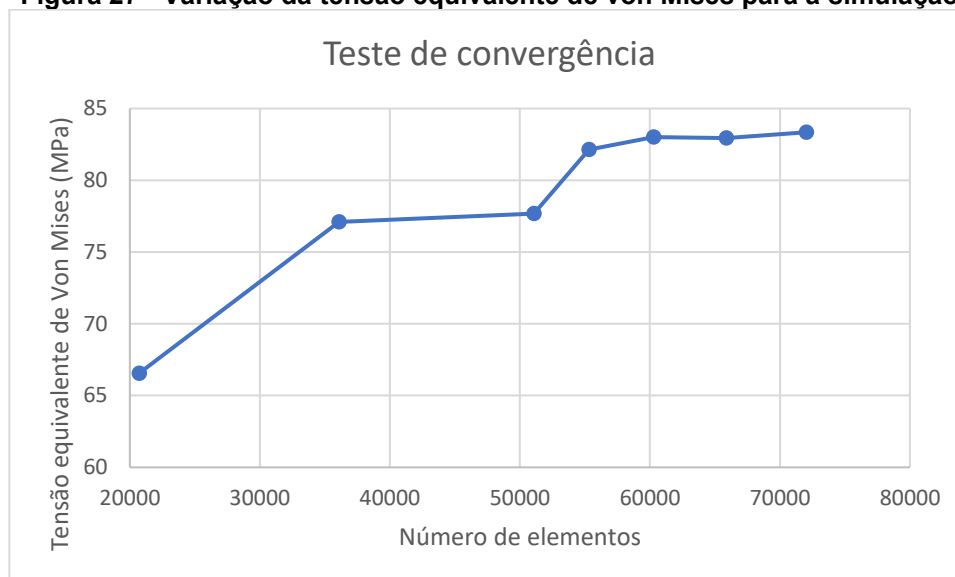
**Tabela 9 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 4**

<b>Tamanho do elemento (mm)</b>	<b>Número de elementos</b>	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença (%)</b>
5,0	20709	66,552	-
4,0	36079	77,105	13,69
3,5	51076	77,683	0,74
3,4	55324	82,146	5,43
3,3	60290	82,999	1,03
3,2	65878	82,931	0,08
3,1	72024	83,343	0,49

**Fonte: Autoria própria (2023)**

#### **4.5 Teste de convergência para simulação 5**

A Figura 27 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.

**Figura 27 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 5**

**Fonte: Autoria própria (2023)**

A Tabela 10 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 27. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

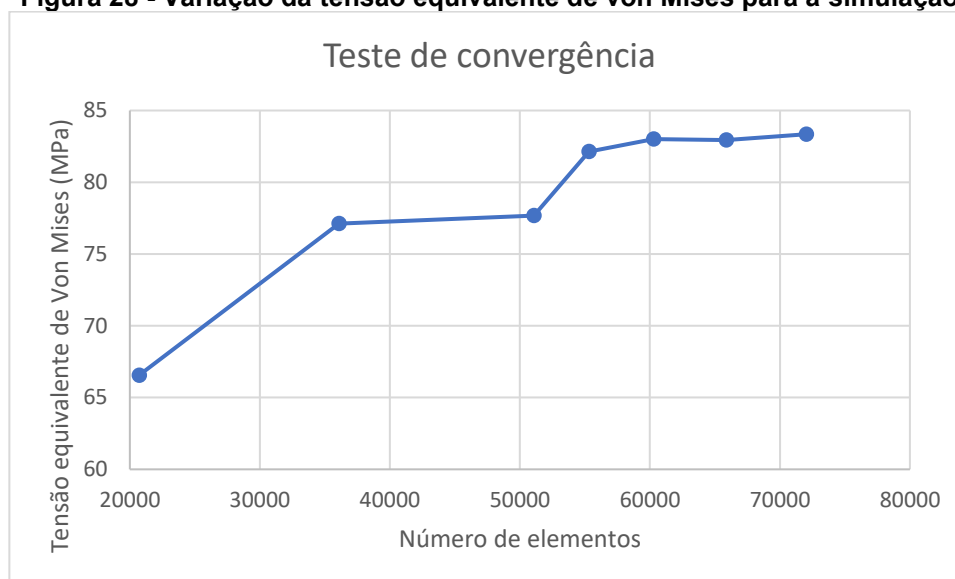
**Tabela 10 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 5**

<b>Tamanho do elemento (mm)</b>	<b>Número de elementos</b>	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença (%)</b>
5,0	20709	66,554	-
4,0	36079	77,105	13,68
3,5	51076	77,683	0,74
3,4	55324	82,146	5,43
3,3	60290	82,999	1,03
3,2	65878	82,931	0,08
3,1	72024	83,343	0,49

**Fonte: Autoria própria (2023)**

#### 4.6 Teste de convergência para simulação 6

A Figura 28 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.

**Figura 28 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 6**

**Fonte: Autoria própria (2023)**

A Tabela 11 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 28. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

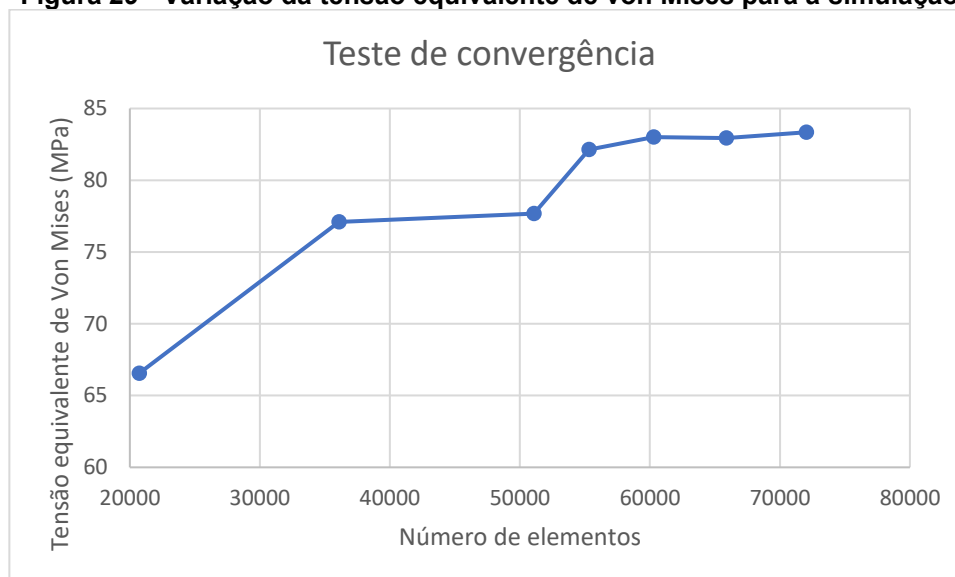
**Tabela 11 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 6**

<b>Tamanho do elemento (mm)</b>	<b>Número de elementos</b>	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença (%)</b>
5,0	20709	66,556	-
4,0	36079	77,109	13,69
3,5	51076	77,685	0,74
3,4	55324	82,148	5,43
3,3	60290	83,001	1,03
3,2	65878	82,933	0,08
3,1	72024	83,345	0,49

**Fonte: Autoria própria (2023)**

#### **4.7 Teste de convergência para simulação 7**

A Figura 29 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.

**Figura 29 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 7**

Fonte: Autoria própria (2023)

A Tabela 12 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 29. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

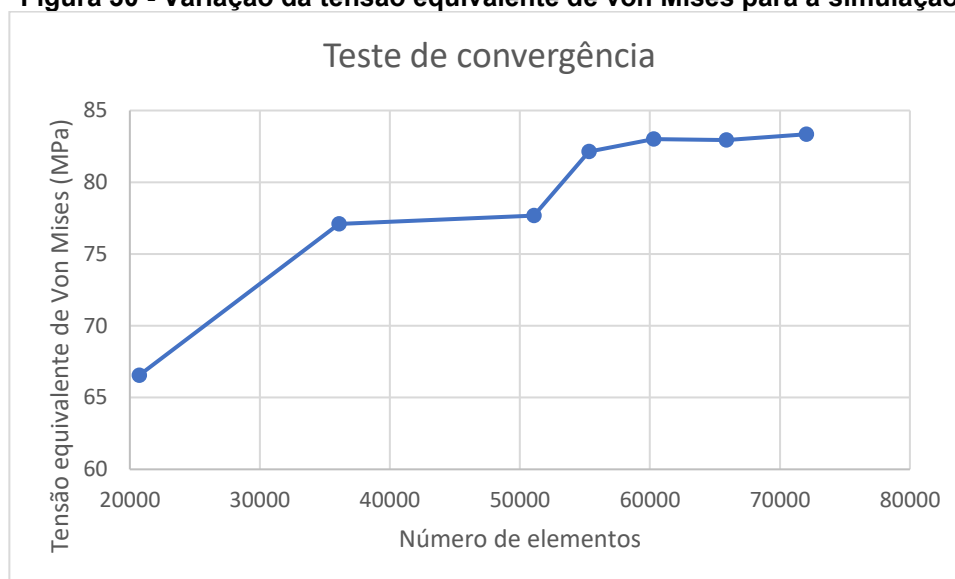
**Tabela 12 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 7**

Tamanho do elemento (mm)	Número de elementos	Tensão (MPa)	Diferença (%)
5,0	20709	66,547	-
4,0	36079	77,104	13,69
3,5	51076	77,683	0,75
3,4	55324	82,145	5,43
3,3	60290	82,998	1,03
3,2	65878	82,931	0,08
3,1	72024	83,343	0,49

Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.8 Teste de convergência para simulação 8

A Figura 30 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.

**Figura 30 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 8**

**Fonte: Autoria própria (2023)**

A Tabela 13 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 30. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

**Tabela 13 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 8**

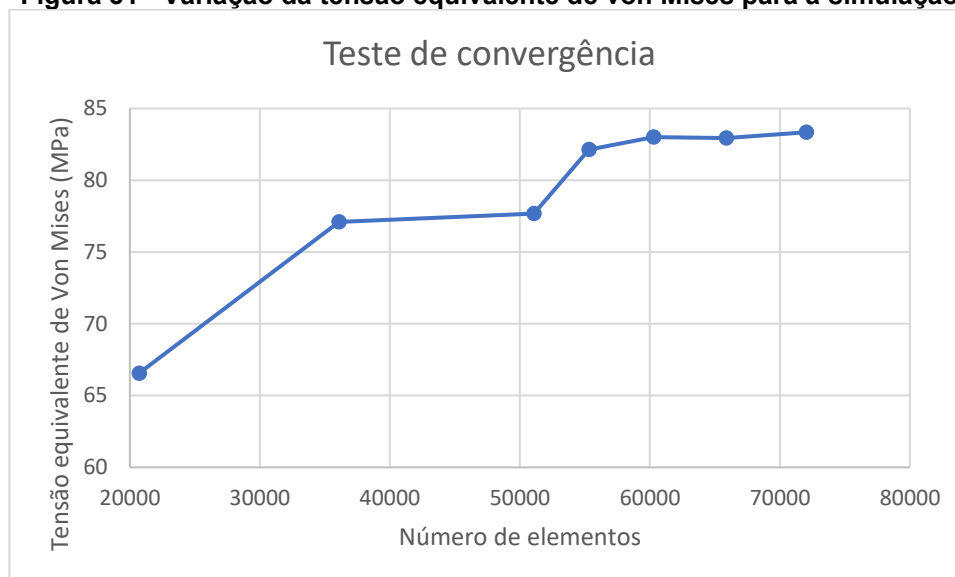
<b>Tamanho do elemento (mm)</b>	<b>Número de elementos</b>	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença (%)</b>
5,0	20709	66,549	-
4,0	36079	77,104	13,69
3,5	51076	77,683	0,75
3,4	55324	82,146	5,43
3,3	60290	82,998	1,03
3,2	65878	82,931	0,08
3,1	72024	83,343	0,49

**Fonte: Autoria própria (2023)**

#### **4.9 Teste de convergência para simulação 9**

A Figura 31 apresenta um gráfico com as tensões equivalentes de von Mises em relação ao número de elementos.



**Figura 31 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 9**

**Fonte: Autoria própria (2023)**

A Tabela 14 a seguir apresenta os dados utilizados para a plotagem do gráfico da Figura 31. Além disso, mostra a diferença percentual entre uma malha e outra, auxiliando na análise de convergência.

**Tabela 14 - Variação da tensão equivalente de von Mises para a simulação 9**

<b>Tamanho do elemento (mm)</b>	<b>Número de elementos</b>	<b>Tensão (MPa)</b>	<b>Diferença (%)</b>
5,0	20709	66,556	-
4,0	36079	77,106	13,68
3,5	51076	77,683	0,74
3,4	55324	82,146	5,43
3,3	60290	82,999	1,03
3,2	65878	82,931	0,08
3,1	72024	83,343	0,49

**Fonte: Autoria própria (2023)**

#### **4.10 Convergência das malhas**

Ao analisar os testes é possível perceber a convergência da malha. Foi selecionado a malha com tamanho de elemento de 3,2 mm.

A Tabela 15 traz informações acerca dos números de nós e elementos presentes na malha gerada.

**Tabela 15 - Características da malha**

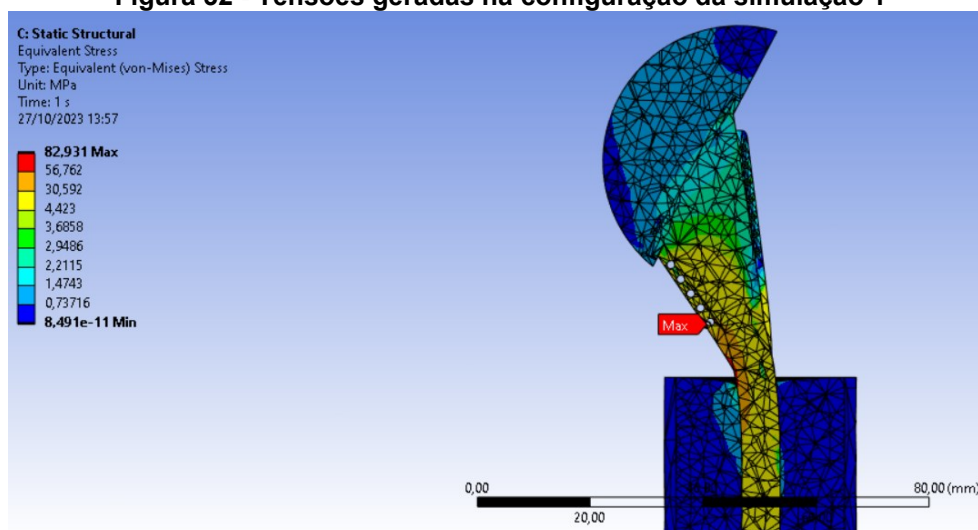
Número de nós	100442
Número de elementos	65878

Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.11 Simulação 1

Sob a atuação dos esforços expressos no Capítulo 3.3, a simulação 1 testa a prótese montada com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 32 mostra que, para a configuração onde a haste e a cabeça umeral são compostas pelo material SS316L, a tensão máxima atingida foi de 82,931 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de  $8,491e-11$  MPa.

**Figura 32 - Tensões geradas na configuração da simulação 1**

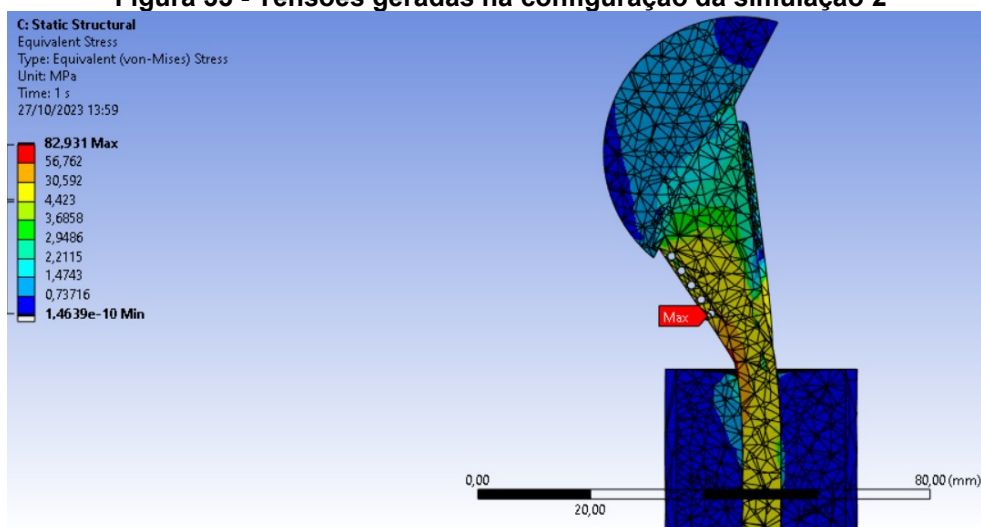
Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.12 Simulação 2

Para a simulação 2, a prótese montada é testada sob os mesmos esforços e com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 33 mostra que, para a configuração onde a haste umeral é composta pelo SS316L e a cabeça umeral composta pelo ASTM F138, a tensão máxima atingida foi, também, de 82,931 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de  $1,4639e-10$  MPa.

**Figura 33 - Tensões geradas na configuração da simulação 2**



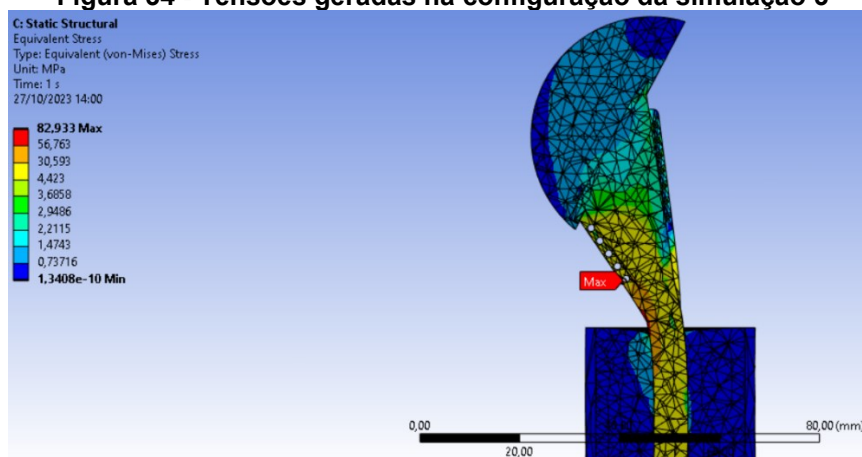
Fonte: Autoria própria (2023)

### 4.13 Simulação 3

Para a simulação 3, a prótese montada é testada sob os mesmos esforços e com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 34 mostra que, para a configuração onde a haste umeral é composta pelo SS316L e a cabeça umeral composta pelo ISO 5832-1, a tensão máxima atingida foi de 82,933 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de 1,3408e-10 MPa.

**Figura 34 - Tensões geradas na configuração da simulação 3**

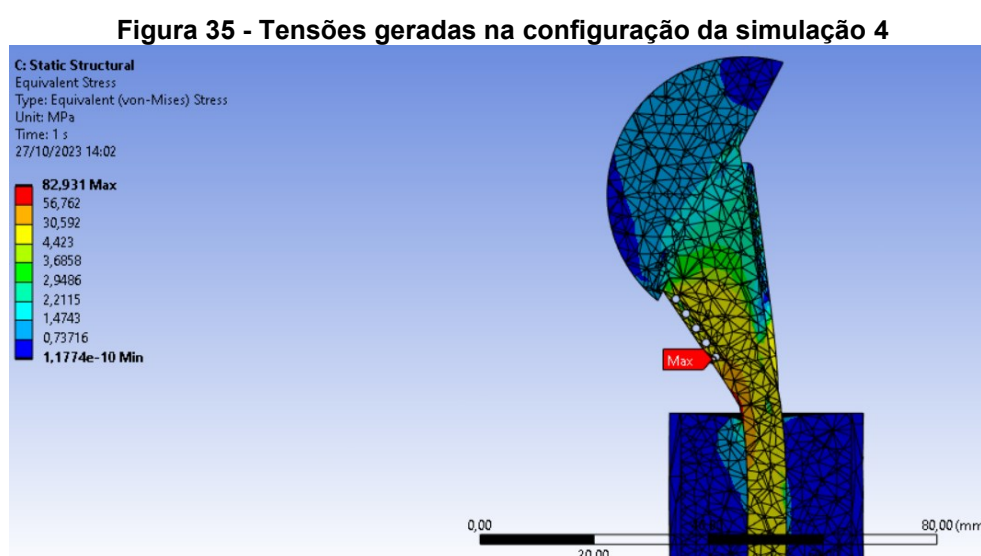


Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.14 Simulação 4

Para a simulação 4, a prótese montada é testada sob os mesmos esforços e com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 35 mostra que, para a configuração onde a haste umeral é composta pelo ASTM F138 e a cabeça umeral composta pelo SS316L, a tensão máxima atingida foi, também, de 82,931 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de  $1,1774e-10$  MPa.



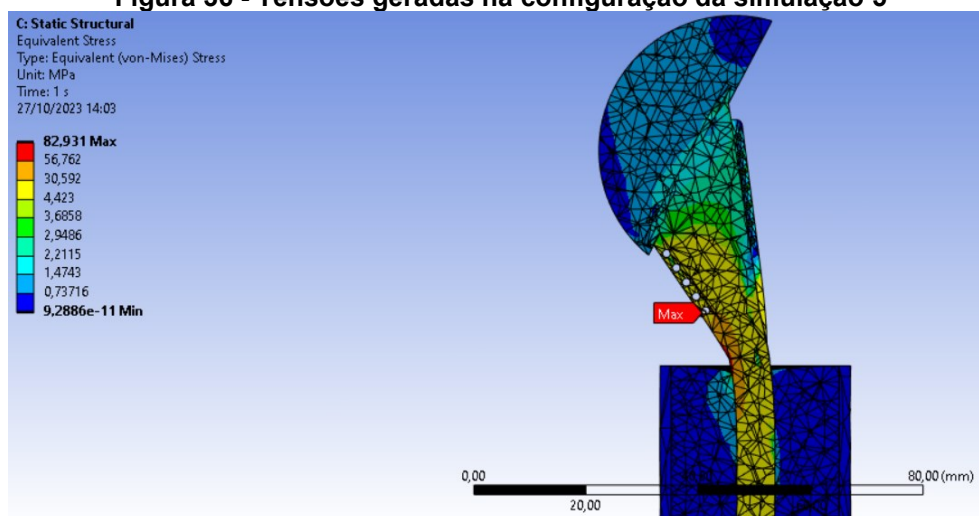
Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.15 Simulação 5

Para a simulação 5, a prótese montada é testada sob os mesmos esforços e com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 36 mostra que, para a configuração onde a haste umeral e cabeça umeral são compostas pelo ASTM F138, a tensão máxima atingida foi, também, de 82,931 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de  $9,2886e-11$  MPa.

**Figura 36 - Tensões geradas na configuração da simulação 5**



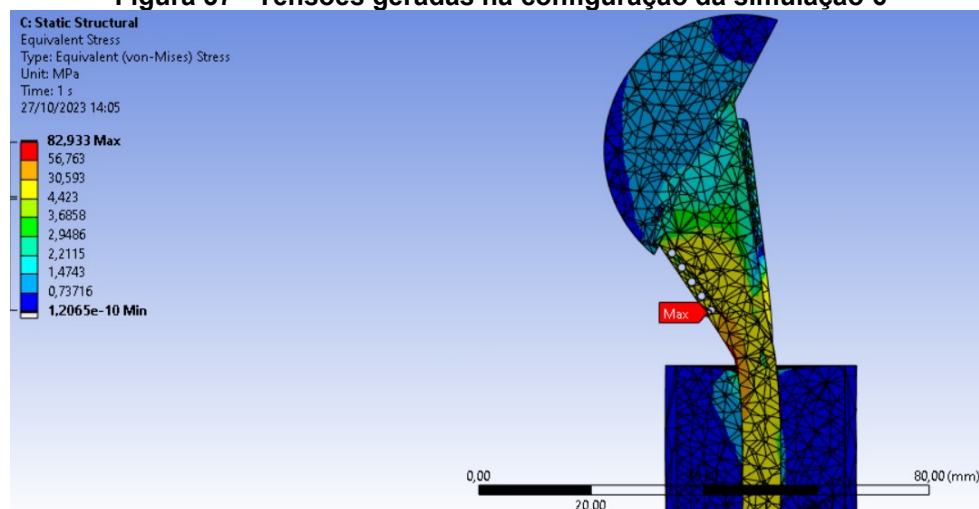
Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.16 Simulação 6

Para a simulação 6, a prótese montada é testada sob os mesmos esforços e com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 33 mostra que, para a configuração onde a haste umeral é composta pelo ASTM F138 e a cabeça umeral composta pelo ISO 5832-1, a tensão máxima atingida foi de 82,933 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de 1,2065e-10 MPa.

**Figura 37 - Tensões geradas na configuração da simulação 6**

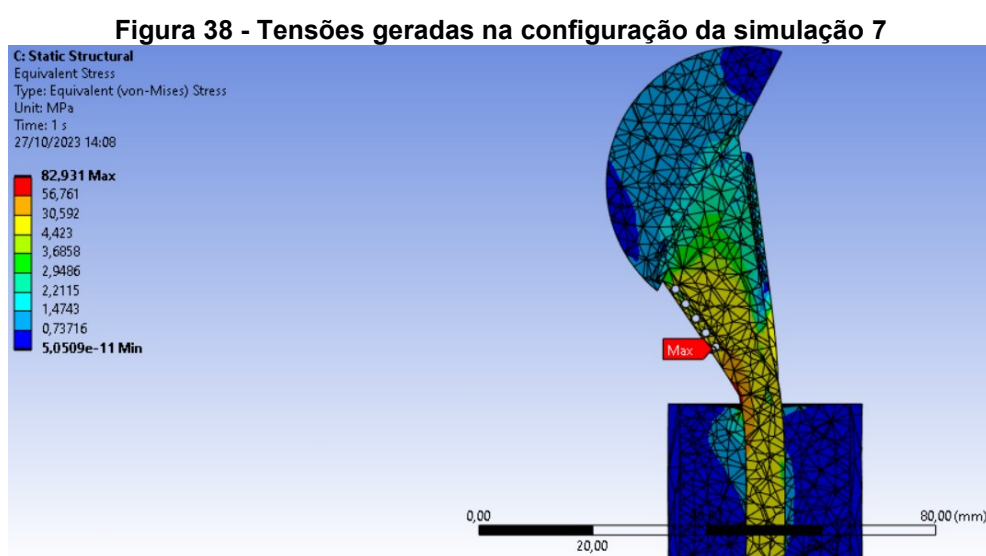


Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.17 Simulação 7

Para a simulação 7, a prótese montada é testada sob os mesmos esforços e com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 38 mostra que, para a configuração onde a haste umeral é composta pelo ISO 5832-1 e a cabeça umeral composta pelo SS316L, a tensão máxima atingida foi de 82,931 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de  $5,0509e-11$  MPa.



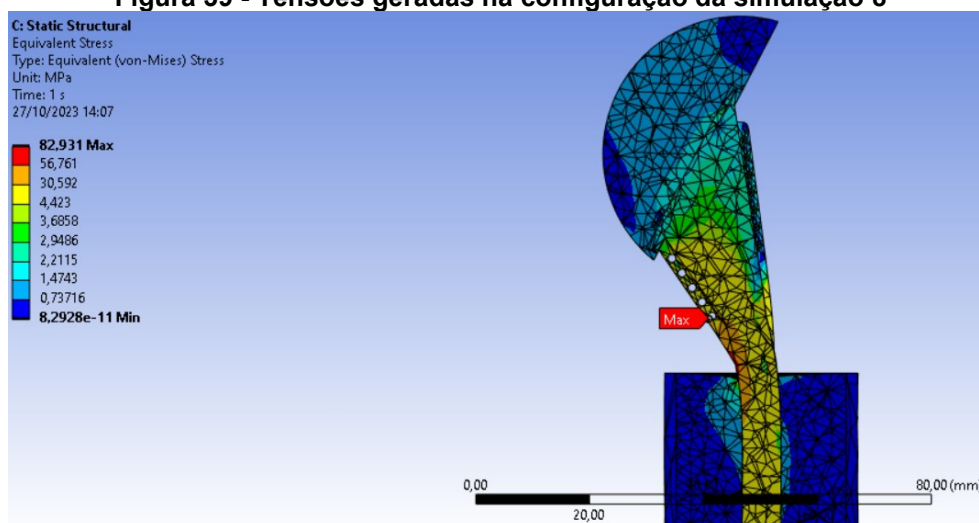
Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.18 Simulação 8

Para a simulação 8, a prótese montada é testada sob os mesmos esforços e com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 39 mostra que, para a configuração onde a haste umeral é composta pelo ISO 5832-1 e a cabeça umeral composta pelo ASTM F138, a tensão máxima atingida foi, também, de 82,931 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de  $8,2928e-11$  MPa.

**Figura 39 - Tensões geradas na configuração da simulação 8**



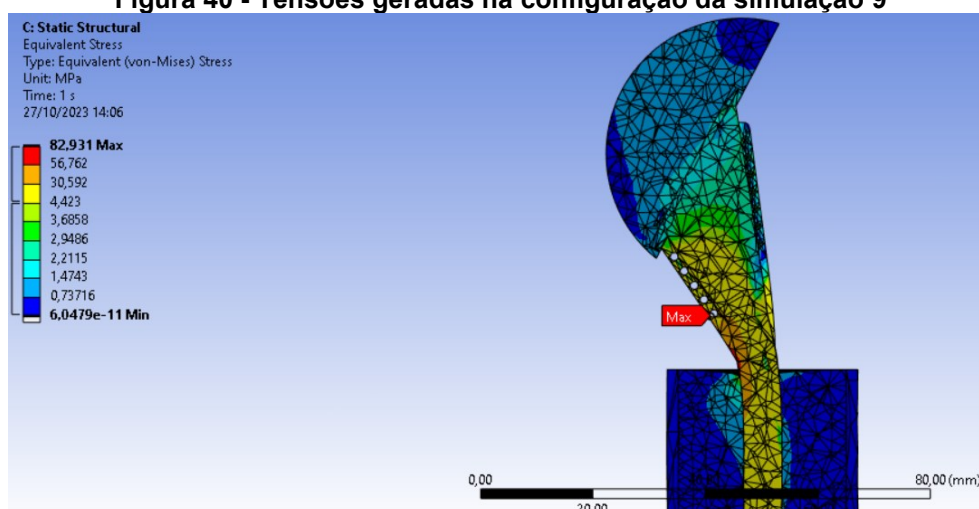
Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.19 Simulação 9

Por fim, para a simulação 9, a prótese montada é testada sob os mesmos esforços e com os componentes e materiais descritos na Tabela 5.

A Figura 40 mostra que, para a configuração onde a haste umeral e cabeça umeral são compostas pelo ISO 5832-1, a tensão máxima atingida foi de 82,931 MPa em uma das aletas. Além disso, nota-se que as maiores tensões se concentram na haste umeral e nas aletas. A tensão mínima atingida, localizada no osso trabecular, foi de 6,0479e-11 MPa.

**Figura 40 - Tensões geradas na configuração da simulação 9**



Fonte: Autoria própria (2023)

#### 4.20 Análise geral dos resultados

Através das simulações foi possível analisar detalhadamente as tensões atuantes no conjunto prótese-osso, obtendo as tensões máximas e mínimas para cada caso. Esses valores, no entanto, correspondem apenas a pontos específicos e não do conjunto como um todo.

A Tabela 16 agrupa os resultados obtidos em todas as simulações, afim de facilitar a compreensão e análise.

**Tabela 16 - Resultados obtidos**

<b>Simulação</b>	<b>Haste umeral</b>	<b>Cabeça umeral</b>	<b>Tensão máxima (MPa)</b>	<b>Tensão mínima (MPa)</b>
1	SS316L	SS316L	82,931	8,491e-11
2	SS316L	ASTM F138	82,931	1,4639e-10
3	SS316L	ISO 5832-1	82,933	1,3408e-10
4	ASTM F138	SS316L	82,931	1,1774e-10
5	ASTM F138	ASTM F138	82,931	9,2886e-11
6	ASTM F138	ISO 5832-1	82,933	1,2065e-10
7	ISO 5832-1	SS316L	82,931	5,0509e-11
8	ISO 5832-1	ASTM F138	82,931	8,2928e-11
9	ISO 5832-1	ISO 5832-1	82,931	6,0479e-11

**Fonte: A autoria própria (2023)**

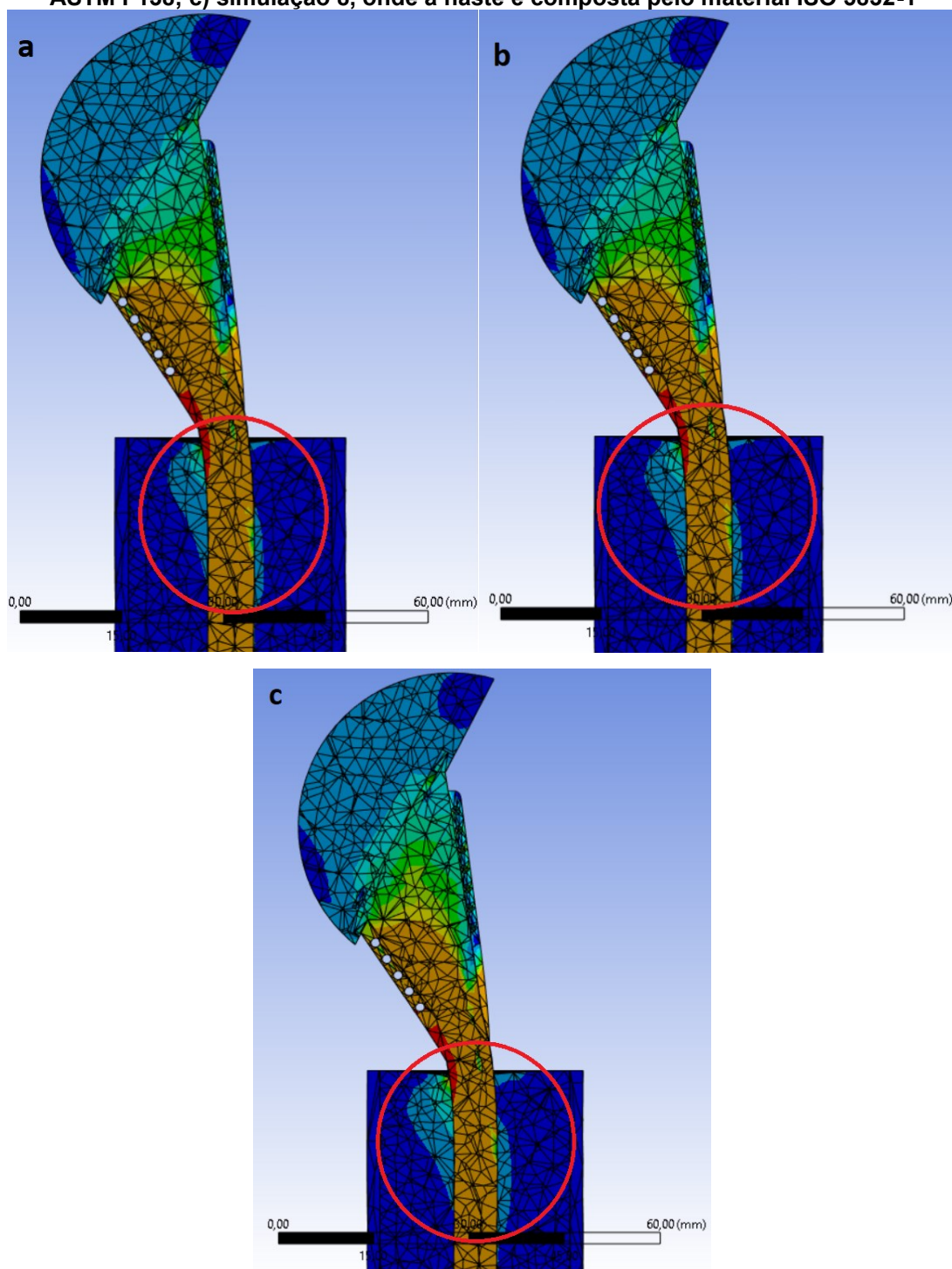
A partir dos resultados é possível perceber que quase não há variação entre a tensão máxima de uma simulação e outra. Por outro lado, a tensão mínima há variações, porém são pequenas. A haste umeral é o componente onde há a concentração das maiores tensões presentes nas simulações, contudo os valores encontrados não ultrapassam o limite de escoamento de nenhum dos materiais utilizados para a confecção da prótese.

Outro fator importante a ser analisado é a tensão presente no úmero. Todos obtiveram resultados satisfatórios, não ultrapassando o limite de escoamento do osso trabecular e cortical. Porém, é possível notar que quando a haste umeral é composta pelo material ISO 5832-1, há um maior acúmulo de tensões mais elevadas ao redor da prótese. Quando constituída pelos materiais ASTM F138 e SS316L, os resultados



são muito semelhantes, com uma pequena vantagem para o ASTM F138. A figura 41 a seguir evidencia as diferenças citadas.

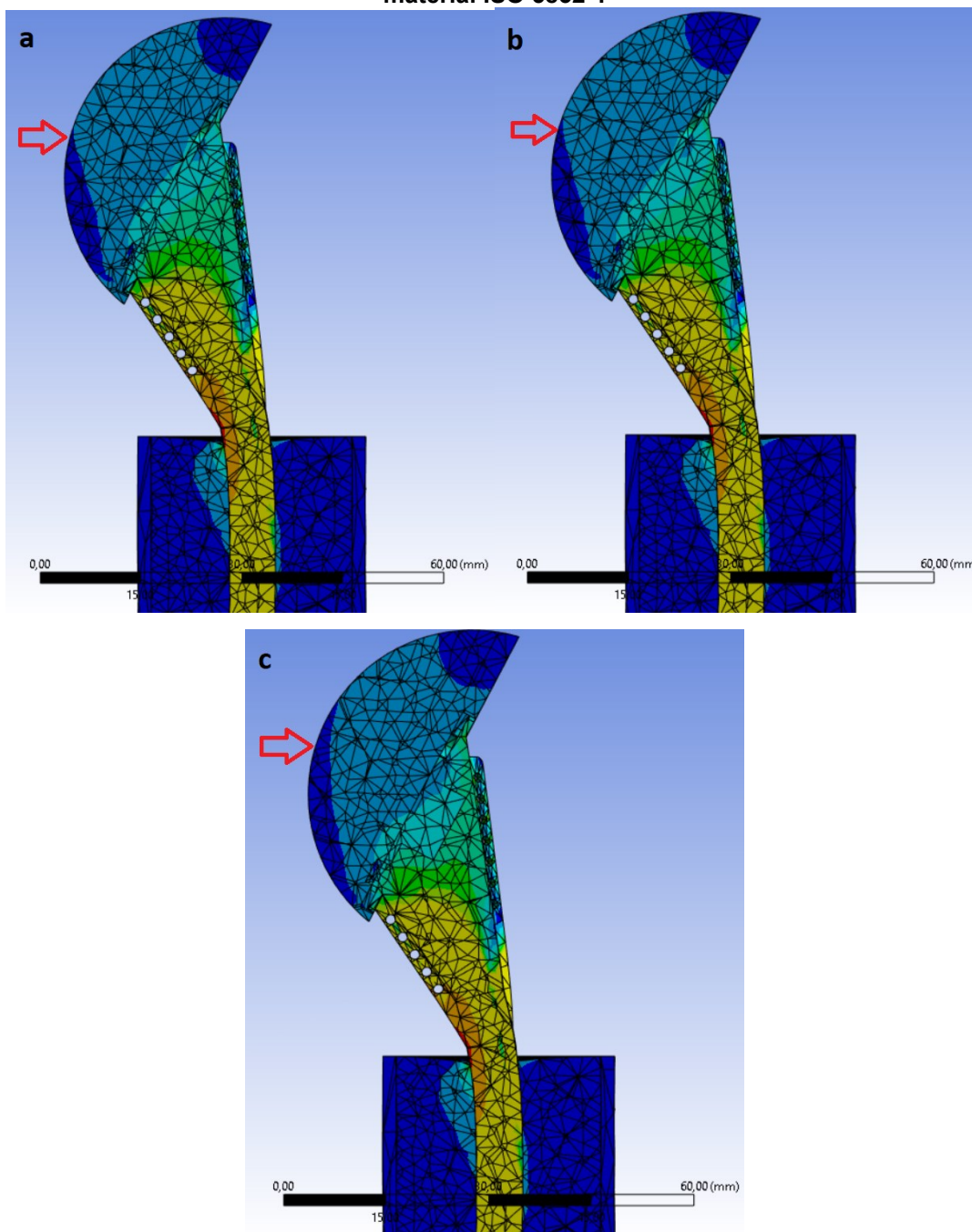
**Figura 41 - Comparativo das tensões na região do osso trabecular: a) simulação 2, onde a haste é composta pelo material SS316L; b) simulação 5, onde a haste é composta pelo material ASTM F138; c) simulação 8, onde a haste é composta pelo material ISO 5832-1**



**Fonte: Autoria própria (2023)**

Já na cabeça umeral, os resultados mais satisfatórios ocorreram quando o componente era composto pelo material ISO 5832-1, tendo tensões menores em sua superfície. Mais uma vez, os materiais ASTM F138 e SS316L apresentaram resultados muito semelhantes. A Figura 42 a seguir evidencia as diferenças citadas.

**Figura 42 - Comparativo das tensões na região da cabeça umeral: a) simulação 4, onde a cabeça umeral é composta pelo material SS316L; b) simulação 5, onde a cabeça umeral é composta pelo material ASTM F138; c) simulação 6, onde a cabeça umeral é composta pelo material ISO 5832-1**



Fonte: Autoria própria (2023)

## 5 CONCLUSÕES

O ombro humano pode ter sua capacidade de mobilidade afetada por doenças, lesões e traumas, levando diversos pacientes a recorrerem a cirurgia da artroplastia parcial do ombro.

Parte fundamental da cirurgia consiste na substituição das superfícies deslizante, ou seja, é necessário a fixação de uma prótese de ombro dentro do canal medular do úmero que substitua parte da cabeça umeral.

Para que essa prótese atenda às necessidades do paciente, é necessário a correta modelagem de seus componentes. Outro fator importante é a biocompatibilidade da prótese com o tecido do órgão receptor. Essa análise pode ser feita mediante os materiais que compõe a prótese, bem como as tensões que serão exercidas sobre o tecido ósseo.

Desta forma, o desenvolvimento deste trabalho teve como objetivo principal a modelagem e a análise das tensões presentes em uma prótese de ombro, avaliando o desempenho da geometria e dos materiais em conjunto. Para o exercício de tal atividade, a prótese foi modelada tridimensionalmente e uma carga isométrica na superfície da cabeça umeral foi aplicada. Mediante análise por meio do método dos elementos finitos, as tensões geradas foram determinadas.

A partir das simulações é possível notar que, quando a haste umeral é composta pelo material ISO 5832-1, há um maior acúmulo de tensões no osso trabecular, nas redondezas da prótese. Na utilização do ASTM F138 e do SS316L os resultados são mais satisfatórios, com o primeiro obtendo uma pequena vantagem. Para nenhum dos materiais os valores da sua tensão de escoamento são ultrapassados. As tensões presentes no tecido ósseo também não ultrapassam seus limites, ou seja, todos os materiais selecionados são aptos para a confecção da prótese.

Por outro lado, quando a cabeça umeral é composta pelo ISO 5832-1, as tensões presentes no componente são menores em relação aos outros materiais. Os limites de escoamento, mais uma vez, não são ultrapassados.

Diante do exposto, quanto às tensões, a configuração mais apropriada para a prótese modelada no presente trabalho é a da simulação 6, onde a haste umeral é composta pelo material ASTM F138 e a cabeça umeral pelo ISO 5832-1.

## REFERÊNCIAS

- ARAÚJO, T. L.; COUTO, A. A. **ESTUDO DO AÇO INOXIDÁVEL APLICADO COMO IMPLANTE ORTOPÉDICO**. São Paulo, Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2017.
- BAUMGARTNER, D. et al. Refixation stability in shoulder hemiarthroplasty in case of four-part proximal humeral fracture. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 47, n. 5, p. 515–522, maio 2009.
- BOHSALI, K. I.; BOIS, A. J.; WIRTH, M. A. Complications of Shoulder Arthroplasty. **JBJS**, v. 99, n. 3, p. 256–269, 1 fev. 2017.
- BUCK, F. M.; JOST, B.; HODLER, J. Shoulder arthroplasty. **European Radiology**, v. 18, n. 12, p. 2937, 11 jul. 2008.
- CASTRO, C. de M. **A prática da pesquisa**. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1977.
- CHECCHIA, S. L. et al. Tratamento das fraturas do terço proximal do úmero com a prótese parcial Eccentra®. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 40, n. 3, p. 11, 2005.
- CHECCHIA, S. L.; S, P. D.; MIYASAKI, A. N. Osteonecrose da cabeça do úmero: resultados das artroplastias\*. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 36, n. 1/2, 2001.
- COMPLETO, A. **Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho**. 2006. 425f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade de Aveiro. Aveiro, 2006.
- CORREIA, A. N. C. **Estudo da biomecânica do ombro**. 2011. 134 f. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Porto, 2011.
- ECCENTRA II Prótese de Ombro. IMPOL Próteses Ortopédicas**, [s.d.]. Disponível em: <<https://www.impol.com.br/produto/eccentraii-protese-de-ombro-artroplastia/>>. Acesso em: 20 set. 2023.
- ELGIN FASTENERS. **Stainless Steel 316L - Elgin Fasteners**. Disponível em: <<https://www.elginfasteners.com/resources/materials/material-specifications/stainless-steel-316l/>>. Acesso em: 10 out. 2023.

ELIAZ, N. Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review. **Materials**, v. 12, n. 3, p. 407, 28 jan. 2019.

FERNANDES, I. DA S. **Avaliação biomecânica de prótese do joelho sob influência de distribuição de carga assimétrica**. masterThesis—[s.l.: s.n.].

FILHO, T. E. P. de B.; CAMARGO, O. P. D.; CAMANHO, G. L. **Clínica Ortopédica**. São Paulo: Editora Manole, 2012.

FISH, J.; BELYTSCHKO, T. **Um Primeiro Curso em Elementos Finitos**. Grupo GEN, 2009.

IMPOL. **ECCENTRA II Prótese de Ombro**. **IMPOL Próteses Ortopédicas**, 2023. Disponível em: <<https://www.impol.com.br/produto/eccentraii-protese-de-ombro-artroplastia/>>. Acesso em: 20 set. 2023.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 5832-1**: Implants for surgery – metallic materials - part 1: wrought stainless steel. Switzerland: ISO, 2016.

ISLER, K. 3D-kinematics of vertical climbing in hominoids. **American Journal of Physical Anthropology**, v. 126, n. 1, p. 66–81, jan. 2005.

LATIMER, B. The perils of being bipedal. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 33, n. 1, p. 3–6, jan. 2005.

LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, p. 35–43, abr. 2006.

MATOS, P.; et al. ASTM F138 Steel Metallurgical Characterization and CTOD Analysis Applicable to Orthopedic Implants. **American Scientific Research Journal for Engineering, Technology, and Sciences**, [s.l.], v. 62, n. 1, p. 179-191, 2019.

MATWEB. **Titanium Ti-5Al-2.5Fe ISO 5832/X Medical Grade**. Disponível em: <<https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=4cf45ce30c424579aacb7bb9fd5eac09>>. Acesso em: 28 set. 2023.

MILITÃO, V. et al. Caracterização de aço inoxidável ASTM 138 (CrNiMo) e biocompatibilidade em parafusos de fixação de próteses. **The Academic Society Journal**, p. 120–127, 1 set. 2018.

MIYASAKI, A. N. et al. Osteonecrose da cabeça do úmero: Avaliação dos resultados da artroplastia parcial com seguimento mínimo de 10 anos\*. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 56, n. 1, p. 91–97, 2021.

MORAIS, L. S. DE; GUIMARÃES, G. S.; ELIAS, C. N. Liberação de íons por biomateriais metálicos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 12, p. 48–53, dez. 2007.

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

ROTHFUSS, P. **O nome do vento: a crônica do matador do rei: primeiro dia**. Rio De Janeiro, Brasil: Editora Sextante Ltda, 2009.

RODRIGUES, L. Aplicações de biomateriais em ortopedia. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**, v. 9, 31 dez. 2013.

SANTOS, S. V. B. **CARACTERIZAÇÃO QUÍMICA, MICROESTRUTURAL E MECÂNICA DOS AÇOS INOXIDÁVEIS ASTM F138 E ABNT NBR ISO 5832-9 USADOS NA FABRICAÇÃO DE PRÓTESES DE QUADRIL**. 2019.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE REUMATOLOGIA. **Osteoartrite (artrose)**: Doença que se caracteriza pelo desgaste da cartilagem articular e por alterações ósseas, entre elas os osteófitos, conhecidos vulgarmente como "bicos de papagaio". [S. l.], 18 set. 2019. Disponível em: <https://www.reumatologia.org.br/doencas-reumaticas/osteoartrite-artrose/>. Acesso em: 10 maio 2022.

SOUZA, C. X. A. **Estudo da articulação ombro, análise comparativa de prótese invertida**. 2014. 137 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade de Aveiro. Aveiro, 2014.

TURRER, C. L.; FERREIRA, F. P. M. Biomateriais em Cirurgia Craniomaxilofacial: princípios básicos e aplicações - revisão de literatura. **Revista Brasileira de Cirurgia Plástica**, v. 23, n. 3, p. 234–239, 2008.

VEEGER, H. E. J.; HELM, F. C. T. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 10, p. 2119–2129, 2007.