

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FACULDADE GAMA /FACULDADE DE TECNOLOGIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA**  
**ENGENHARIA**

**CARACTERIZAÇÃO E ESTUDO DE DESGASTE EM PRÓTESES TOTAIS DE**  
**JOELHO**

**FLÁVIA DOS SANTOS BARCELOS**

**ORIENTADOR: Dr. Edison Gustavo Cueva Galárraga**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA**  
**ENGENHARIA**

**PUBLICAÇÃO: FGA. DM – 038A/2016**

**BRASÍLIA/DF – JULHO/2016**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FACULDADE GAMA /FACULDADE DE TECNOLOGIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA**  
**ENGENHARIA**

**FLÁVIA DOS SANTOS BARCELOS**

**CARACTERIZAÇÃO E ESTUDO DE DESGASTE EM PRÓTESES TOTAIS DE**  
**JOELHO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA ENGENHARIA DA FACULDADE GAMA E FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA ENGENHARIA**

**ORIENTADOR: EDISON GUSTAVO CUEVA GALÁRRAGA**

**BRASÍLIA-DF**

**2016**

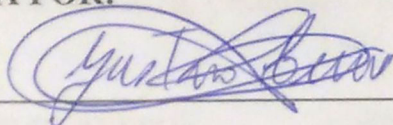
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE GAMA / FACULDADE DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA  
ENGENHARIA

CARACTERIZAÇÃO E ESTUDO DE DESGASTA EM PRÓTESES TOTAIS DE  
JOELHO

FLÁVIA DOS SANTOS BARCELOS

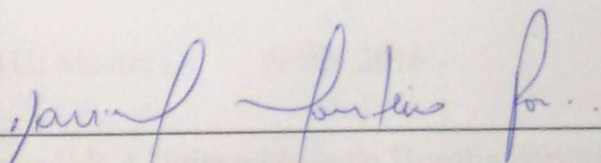
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA ENGENHARIA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE.

APROVADA POR:



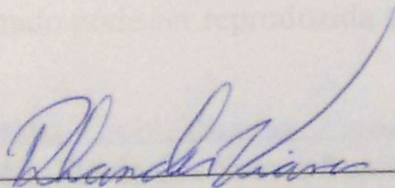
Prof. Dr. Edison Gustavo Cueva Galárraga (UNB)

(Orientador)



Prof. Dr. Daniel Monteiro Rosa (UNB)

(Examinador Interno)



Prof. Dr. Rhander Viana (UNB)

(Examinador Externo)

## FICHA CATALOGRÁFICA

BARCELOS, FLÁVIA DOS SANTOS

Caracterização e Estudo de Desgaste em Próteses Totais de Joelho, Distrito Federal, 2016.

124.p. 210 x 297 mm (FGA/FT/UnB, Mestre, Integridade de Materiais da Engenharia, ANO).

Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade UnB Gama. Programa de Pós-Graduação em Integridade de Materiais da Engenharia.

1. BIOMATERIAIS

2. ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO

3. DESGASTE POR DESLIZAMENTO

4. RUGOSIDADE SUPERFICIAL

I. FGA/FT/UnB II. Caracterização e Estudo de Desgaste em Próteses Totais de Joelho, 038A/2016.

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

BARCELOS, F. DOS S., 2016. Caracterização e Estudo de Desgaste em Próteses Totais de Joelho. Dissertação de Mestrado em Integridade de Materiais da Integridade da Engenharia, Publicação N°.038A/2016, Faculdade UnB Gama/FT/Universidade de Brasília, DF, 124.p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Flávia dos Santos Barcelos

TÍTULO: Caracterização e Estudo de Desgaste em Próteses Totais de Joelho

GRAU: Mestre

ANO: 2016

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

---

NOME: Flávia dos Santos Barcelos

ENDEREÇO: Quadra 37, Lote 05, apartamento 201, Setor Leste

CEP: 72465-370 Gama, DF – Brasil.

flaviasantosbarcelos@gmail.com

*Este trabalho é dedicado à minha família.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela vida e oportunidade de aprendizado. Aos meus pais, Francislei e Imaculada pelo apoio incondicional; aos meus irmãos, Natália e Paulo, pelo incentivo, assim como aos meus tios, Lúcio, Nica, Tito e Luiz.

Agradeço ao Juliano, por toda a sua dedicação, paciência, companheirismo e confiança; aos meus queridos Miguel e Dorotéia, pelo cuidado e suporte. Agradeço ao Elias, à Ednalda e à sua família, por me acolherem e cuidarem, permitindo que eu fizesse parte de suas vidas. Ao Tio Reinaldo e à Tia Néia, por confiarem em mim.

Ao Professor Cueva por ser excelente mestre e amigo, por todos os ensinamentos, paciência e por acreditar em minha capacidade de cumprir este propósito. Não há palavras suficientes para agradecê-lo.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Integridade de Materiais da Engenharia, aos professores coordenadores dos laboratórios de Caracterização dos Materiais e Biologia, professores Rodrigo Muñoz, Aline Taylor. Agradeço ao Miguel, aos técnicos Jackson, Alexandre, Paula, Ingrid e Cléber pelo auxílio e tempo e atenção cedidos a mim.

Aos amigos, colegas, familiares e conhecidos que de alguma forma colaboraram para que este trabalho fosse concluído. À equipe de segurança, pelo carinho que me dedicaram.

Este trabalho tem pitadas e porções de todos vocês, que eu espero partilhem comigo a alegria da conclusão, do dever cumprido, do aprendizado adquirido.

*“É tão bonito quando a gente entende*

*Que a gente é tanta gente*

*Onde quer que a gente vá.*

*É tão bonito quando a gente sente*

*Que nunca está sozinho*

*Por mais que pense estar...”*

*Caminhos do Coração - Gonzaguinha*

*O homem nasceu para aprender, aprender tanto quanto a vida lhe permita.*

*Guimarães Rosa*

## SUMÁRIO

### Lista de Figuras

### Lista de Equações

### RESUMO

### ABSTRACT

|  |    |
|--|----|
| <b>1 – Introdução</b> .....                                  | 1  |
| <b>2 – Revisão Bibliográfica</b> .....                       | 3  |
| 2.1 – Joelho .....   | 3  |
| 2.1.1 – Anatomia do Joelho .....                             | 3  |
| Fêmur .....  | 4  |
| Tíbia .....  | 4  |
| Rótula (Patela) .....  | 5  |
| Cartilagem .....   | 6  |
| Meniscos .....   | 7  |
| Ligamentos .....   | 7  |
| Cápsula Articular .....                                      | 8  |
| Líquido sinovial .....                                       | 8  |
| 2.1.2 – Articulação do Joelho .....                          | 9  |
| 2.1.3 – Desvio do Eixo da Perna – Joelhos Varo e Valgo ..... | 10 |
| 2.1.4 – Marcha .....   | 11 |
| 2.2 – Artroplastia Total de Joelho .....                     | 12 |
| 2.2.1 – Contextualização .....                               | 12 |
| 2.2.2 – Histórico .....                                      | 13 |
| 2.2.3 – Utilização do Cimento Ósseo .....                    | 15 |
| 2.3 – Próteses de Joelho .....                               | 16 |
| 2.3.1 – Próteses Unicompartimentais .....                    | 17 |



|  |           |
|--|-----------|
| Prótese Fêmoro-patelar .....   | 17        |
| Prótese Fêmoro-Tibial.....   | 17        |
| 2.3.2 – Próteses Totais ou Bicompartimentais .....                             | 18        |
| Prótese com Componente de Polietileno Móvel .....                              | 18        |
| Prótese de Restrição Varo-Valgo .....  | 19        |
| Próteses Totais de Deslizamento de prato Fixo Pósterio-estabilizadas.....      | 20        |
| 2.4 – Artrose .....  | 21        |
| 2.5 – Biomateriais .....   | 22        |
| 2.6 – Biomateriais Utilizados na Fabricação das Próteses Totais de Joelho..... | 27        |
| 2.6.1 – Polímeros como biomateriais .....                                      | 28        |
| Polietileno.....   | 31        |
| Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular .....                                 | 32        |
| 2.6.2 – Metais como biomateriais .....   | 36        |
| Liga Co-Cr-Mo.....   | 36        |
| Aço Inoxidável 316L.....   | 39        |
| Liga Ti-6Al-4V .....   | 41        |
| 2.7 – Desgaste em Próteses de Joelho.....                                      | 43        |
| Desgaste por adesão .....  | 44        |
| Desgaste por abrasão e fadiga .....  | 45        |
| Desgaste por corrosão .....  | 46        |
| <b>3 – Objetivos.....</b>  | <b>48</b> |
| 3.1 – Objetivo Geral.....  | 48        |
| 3.2 – Objetivos específicos .....  | 48        |
| <b>4 – Materiais e Métodos .....</b>   | <b>49</b> |
| 4.1 – Materiais .....  | 50        |
| 4.2 – Métodos .....  | 52        |
| 4.2.1 – Caracterização dos Materiais Metálicos.....                            | 53        |

|  |           |
|--|-----------|
| Rugosidade Superficial .....                             | 53        |
| Microscopia CONFOCAL .....                               | 53        |
| Densidade .....  | 54        |
| Dureza Vickers .....                                     | 54        |
| Análise Química .....                                    | 55        |
| EDS – Espectroscopia por Energia Dispersiva .....        | 55        |
| Análises Metalográficas .....                            | 55        |
| Microscopia Óptica .....                                 | 55        |
| Microscopia Eletrônica de Varredura .....                | 56        |
| 4.2.2 – Caracterização dos Componentes Poliméricos ..... | 56        |
| Rugosidade Superficial .....                             | 56        |
| Densidade .....  | 57        |
| Análise Térmica .....                                    | 57        |
| DSC– Calorimetria Exploratória Diferencial .....         | 57        |
| Micrografia.....   | 57        |
| Lupa Estereoscópica.....                                 | 57        |
| Microscopia Eletrônica de Varredura .....                | 58        |
| 4.3 – Ensaio de Desgaste .....                           | 58        |
| 4.3.1 – Materiais.....                                   | 58        |
| 4.3.2 – Métodos.....                                     | 58        |
| Preparação do ensaio .....                               | 60        |
| Análise do ensaio .....                                  | 61        |
| <b>5 – Resultados e Discussão .....</b>                  | <b>62</b> |
| 5.1 – Conjunto C1 .....                                  | 62        |
| 5.1.1 – Componente Femoral 1 – CF1 .....                 | 62        |
| Rugosidade Superficial .....                             | 62        |
| Microscopia CONFOCAL .....                               | 64        |

|  |    |
|--|----|
| Análises Metalográficas .....                  | 66 |
| Microscopia Óptica (MO).....                   | 66 |
| Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)..... | 67 |
| 5.1.2 – Componente Polimérico 1 – CP1 .....    | 68 |
| Rugosidade Superficial .....                   | 68 |
| Densidade .....                                | 68 |
| Análise Térmica .....                          | 68 |
| Lupa Estereoscópica.....                       | 70 |
| Microscopia Eletrônica de Varredura .....      | 70 |
| 5.1.3 – Componente Tibial 1 –CT1 .....         | 73 |
| Densidade.....                                 | 73 |
| Dureza .....                                   | 73 |
| Análise Química via MEV-EDS .....              | 73 |
| Análises Metalográficas .....                  | 74 |
| Microscopia Óptica.....                        | 74 |
| Microscopia Eletrônica de Varredura .....      | 74 |
| 5.2 – Conjunto C2 .....                        | 76 |
| 5.2.1 – Componente Femoral 2 – CF2 .....       | 76 |
| Rugosidade Superficial.....                    | 76 |
| Densidade .....                                | 78 |
| Dureza .....                                   | 78 |
| Análise Química via EDS .....                  | 78 |
| Análises Metalográficas .....                  | 78 |
| Microscopia Óptica .....                       | 78 |
| 5.2.1 – Componente Polimérico 2 – CP2 .....    | 80 |
| Rugosidade Superficial .....                   | 80 |
| Densidade .....                                | 80 |

|   |    |
|---|----|
| Análise Térmica.....                        | 80 |
| Micrografia.....                            | 81 |
| Lupa Estereoscópica.....                    | 81 |
| 5.2.3 – Componente Tibial – CT2.....        | 83 |
| Densidade.....                              | 83 |
| Dureza.....                                 | 83 |
| Composição Química – EDS.....               | 83 |
| Análise Metalográfica.....                  | 84 |
| Microscopia Óptica.....                     | 84 |
| Microscopia Eletrônica de Varredura.....    | 84 |
| 5.3 – Conjunto 3.....                       | 85 |
| 5.3.1 – Componente Femoral 3 – CF 3.....    | 85 |
| Rugosidade Superficial.....                 | 85 |
| Densidade.....                              | 86 |
| Dureza.....                                 | 86 |
| Análise Química via EDS.....                | 86 |
| Metalografia.....                           | 87 |
| Microscopia Óptica.....                     | 87 |
| Microscopia Eletrônica de Varredura.....    | 87 |
| 5.3.2 – Componente Polimérico 3 – CP 3..... | 88 |
| Rugosidade Superficial.....                 | 88 |
| Densidade.....                              | 89 |
| Análise Térmica.....                        | 89 |
| Micrografia.....                            | 89 |
| Lupa estereoscópica.....                    | 89 |
| Microscopia Eletrônica de Varredura.....    | 90 |
| 5.3.3 – Componente Tibial 3 – CT 3.....     | 92 |

|   |            |
|---|------------|
| Densidade .....                           | 92         |
| Dureza. ....                              | 92         |
| Composição Química via EDS.....           | 92         |
| Metalografia .....                        | 92         |
| Microscopia Óptica. ....                  | 92         |
| Microscopia Eletrônica de Varredura ..... | 93         |
| 5.4 – Ensaio de Desgaste .....            | 95         |
| 5.4.1 – Conjunto 2.....                   | 95         |
| Preparação do ensaio .....                | 95         |
| Análises depois do Ensaio.....            | 96         |
| Rugosidade – CF 2 .....                   | 97         |
| Superfície – CF 2.....                    | 97         |
| Rugosidade – CP2 .....                    | 98         |
| Superfície – CP 2.....                    | 98         |
| Líquido lubrificante.....                 | 100        |
| Síntese .....                             | 101        |
| 5.4.2 – Conjunto 3 .....                  | 102        |
| Preparação do ensaio .....                | 102        |
| Análises depois do ensaio .....           | 102        |
| Rugosidade – CF3 .....                    | 103        |
| Superfície – CF 3.....                    | 103        |
| Rugosidade – CP 3 .....                   | 105        |
| Superfície – CP 3.....                    | 105        |
| Líquido lubrificante.....                 | 105        |
| Síntese .....                             | 106        |
| <b>6 – Comentários gerais .....</b>       | <b>107</b> |
| Componentes Femorais.....                 | 107        |

|   |            |
|---|------------|
| Componentes Poliméricos .....                   | 107        |
| Componentes Tibiais .....                       | 108        |
| Ensaio de Desgaste .....                        | 108        |
| <b>7 – Conclusões .....</b>                     | <b>110</b> |
| <b>8 – Sugestões de trabalhos futuros .....</b> | <b>111</b> |
| <b>9 – Bibliografia.....</b>                    | <b>112</b> |

## Lista de Figuras

|   |    |
|---|----|
| <b>Figura 1</b> - Principais componentes da articulação do joelho.....  | 3  |
| <b>Figura 2</b> - Fêmur humano.....   | 4  |
| <b>Figura 3</b> – Tíbia humana.....   | 5  |
| <b>Figura 4</b> – Patela humana.....  | 6  |
| <b>Figura 5</b> – Desvios do eixo da perna.....   | 10 |
| <b>Figura 6</b> – Ciclo da marcha humana.....   | 11 |
| <b>Figura 7</b> – Prótese unicompartmental de joelho.....   | 18 |
| <b>Figura 8</b> – Prótese total de polietileno móvel.....   | 19 |
| <b>Figura 9</b> – Prótese em dobradiça.....   | 20 |
| <b>Figura 10</b> – Prótese total de deslizamento.....   | 20 |
| <b>Figura 11</b> – Joelho com artrose.....  | 21 |
| <b>Figura 12</b> – Evolução da funcionalidade e da capacidade regenerativa dos biomateriais ao longo de seu desenvolvimento.....  | 25 |
| <b>Figura 13</b> – Etapas e profissionais envolvidos no processo de fabricação de biomateriais.....   | 26 |
| <b>Figura 14</b> – Utilização usual de biomateriais poliméricos.....  | 30 |
| <b>Figura 15</b> – Molécula de Polietileno.....   | 32 |
| <b>Figura 16</b> – Material trabecular (a) Prótese total de quadril com material trabecular; (b) Componente tibial de prótese de joelho em material trabecular, (c) estrutura trabecular..... | 42 |
| <b>Figura 17</b> – Tribossistema da prótese total de joelho.....  | 44 |
| <b>Figura 18</b> – Contato entre duas superfícies em movimento relativo.....  | 45 |
| <b>Figura 19</b> - Fluxograma das atividades desenvolvidas.....   | 49 |
| <b>Figura 20</b> – Prótese Total de Joelho.....   | 50 |
| <b>Figura 21</b> – Conjunto Protético 1.....  | 51 |
| <b>Figura 22</b> – Conjunto Protético 2.....  | 51 |
| <b>Figura 23</b> – Conjunto Protético 3.....  | 51 |
| <b>Figura 24</b> – Inscrição “RT”, no Componente Femoral 1, indicando que se trata da articulação do joelho direito.....  | 52 |
| <b>Figura 25</b> – Lados dos componentes protéticos.....  | 52 |
| <b>Figura 26</b> – Marcas para delimitar regiões de medição.....  | 53 |
| <b>Figura 27</b> – Regiões examinadas com o Microscópio CONFOCAL.....   | 54 |
| <b>Figura 28</b> – Esquema da máquina utilizada nos ensaios de desgaste.....  | 59 |

|   |    |
|---|----|
| <b>Figura 29</b> – Suportes para os componentes femorais (a) e para os componentes poliméricos (b). ..... | 59 |
| <b>Figura 30</b> – Ângulos utilizados nos ensaios de desgaste. ....                                       | 60 |
| <b>Figura 31</b> – Montagem dos componentes protéticos para o ensaio de desgaste. ....                    | 60 |
| <b>Figura 32</b> – Rugosidade superficial na superfície do Componente Femoral 1.....                      | 62 |
| <b>Figura 33</b> – Rugosidade Média ao longo da superfície CF1. ....                                      | 63 |
| <b>Figura 34</b> – Superfície Componente Femoral 1 – Análise CONFOCAL.....                                | 64 |
| <b>Figura 35</b> – Amostra CF1 – sem ataque – MO.....   | 66 |
| <b>Figura 36</b> – Microestrutura Amostra CF1 – MO.....   | 66 |
| <b>Figura 37</b> – Microestrutura Amostra CF1 – MEV. ....   | 67 |
| <b>Figura 38</b> – Análise de Carbonetos da Amostra CF1 .....   | 67 |
| <b>Figura 39</b> – Curva gerada no ensaio DSC – CP1. ....   | 68 |
| <b>Figura 40</b> – Componente Polimérico 1. (a) Lado B e (b) Lado A.....                                  | 69 |
| <b>Figura 41</b> – Superfície Polimérica – Lupa estereoscópica. ....                                      | 70 |
| <b>Figura 42</b> – Superfícies do Componente Polimérico 1 – MEV.....                                      | 71 |
| <b>Figura 43</b> – Superfície Lado A – Componente Polimérico 1. ....                                      | 72 |
| <b>Figura 44</b> – Desgaste por mecanismo adesivo – Componente Polimérico 1. ....                         | 72 |
| <b>Figura 45</b> – Microestrutura Amostra CT1.....  | 74 |
| <b>Figura 46</b> – Microestrutura Amostra CT1 – MEV.....  | 75 |
| <b>Figura 47</b> – Marcas de polimento – CF 2.....  | 76 |
| <b>Figura 48</b> – Rugosidade Média ao longo da superfície CF2. ....                                      | 77 |
| <b>Figura 49</b> – Superfície do Componente Femoral 2 – Microscopia CONFOCAL.....                         | 77 |
| <b>Figura 50</b> – Estrutura dendrítica do CF2 Microscopia Eletrônica de Varredura<br>.....               | 78 |
| <b>Figura 51</b> – Microestrutura da Amostra CF2 – MEV.....   | 79 |
| <b>Figura 52</b> – Curva gerada no ensaio DSC - CP2.....  | 81 |
| <b>Figura 53</b> – Superfície Polimérica 02 – Lupa Estereoscópica.....                                    | 81 |
| <b>Figura 54</b> – Superfície Componente Polimérico 02 – MEV. ....  | 82 |
| <b>Figura 55</b> – Desgaste Componente Polimérico 02 Lado B. Fonte: Elaborado pela autora. ....           | 83 |
| <b>Figura 56</b> – Microestrutura Componente Tibial 02 – Microscopia Óptica. ....                         | 84 |
| <b>Figura 57</b> – Microestrutura Componente Tibial 2 – MEV .....   | 85 |
| <b>Figura 58</b> – Rugosidade Média ao longo da superfície do CF3. ....                                   | 85 |
| <b>Figura 59</b> – Superfície Componente Femoral 3 – Microscopia CONFOCAL.....                            | 86 |
| <b>Figura 60</b> – Microestrutura do Componente Femoral 3. ....   | 87 |



|  |     |
|--|-----|
| <b>Figura 61</b> – Microestrutura do CF3 – MEV. ....   | 87  |
| <b>Figura 62</b> – Carbonetos no CF3: (a) regiões pobres em Mo e (b) regiões ricas em Mo. ....   | 88  |
| <b>Figura 63</b> - Curva gerada pelo ensaio DSC- CP3.....  | 89  |
| <b>Figura 64</b> – Superfície Componente Polimérico 03 – Lupa estereoscópica.....                | 90  |
| <b>Figura 65</b> – Superfície Componente Polimérico 3 – MEV. ....                                | 90  |
| <b>Figura 66</b> – Superfície Componente Polimérico 3 – Lado A .....                             | 91  |
| <b>Figura 67</b> – Superfície Componente Polimérico 03 – Lado B .....                            | 91  |
| <b>Figura 68</b> – Microestrutura Componente Tibial 3 – Microscopia Óptica .....                 | 92  |
| <b>Figura 69</b> – Microestrutura Componente Tibial 3 – MEV .....                                | 93  |
| <b>Figura 70</b> – Composição dos grãos – Componente Tibial 3. ....                              | 93  |
| <b>Figura 71</b> – Superfícies polidas dos CF 2 e CP 2, antes do ensaio de desgaste. ....        | 95  |
| <b>Figura 72</b> – MEV – Superfícies polidas do CF2 e do CP 2, antes do ensaio de desgaste. .... | 96  |
| <b>Figura 73</b> – Superfícies dos CF 2 e CP 2, após o ensaio de desgaste.....                   | 96  |
| <b>Figura 74</b> – Superfície do CF 2 após o ensaio – MEV.....                                   | 97  |
| <b>Figura 75</b> – Detalhes da superfície metálica após o ensaio. ....                           | 98  |
| <b>Figura 76</b> – Superfície polimérica após o ensaio.....                                      | 99  |
| <b>Figura 77</b> – Evidências de deformação plástica – CF 2. ....                                | 99  |
| <b>Figura 78</b> – Superfície polimérica após o ensaio com marcas de delaminação. ....           | 100 |
| <b>Figura 79</b> – Debris coletados no soro fisiológico.....                                     | 101 |
| <b>Figura 80</b> – Superfícies polidas dos CF 3 e CP 3, antes do ensaio de desgaste. ....        | 102 |
| <b>Figura 81</b> – MEV – Superfícies polidas do CF3 e do CP 3, antes do ensaio de desgaste.....  | 102 |
| <b>Figura 82</b> – Superfícies dos CF 3 e CP 3, após o ensaio de desgaste.....                   | 103 |
| <b>Figura 83</b> – Superfícies de contato CF3 após o ensaio.....                                 | 104 |
| <b>Figura 84</b> – Detalhes da superfície do CF3 – MEV .....                                     | 104 |
| <b>Figura 85</b> – Superfície polimérica após ensaio, CP3.....                                   | 105 |
| <b>Figura 86</b> – Debris coletados no soro fisiológico – Ensaio Conjunto 3. ....                | 106 |

**Lista de Tabelas**

|   |    |
|---|----|
| <b>Tabela 1</b> – Utilização de biomateriais poliméricos.....   | 29 |
| <b>Tabela 2</b> – Polímeros utilizados no corpo humano.....   | 31 |
| <b>Tabela 3</b> – Propriedades do UHMWPE e demais polietilenos. ....  | 34 |
| <b>Tabela 4</b> – Principais ligas biocompatíveis à base de cobalto. ....                                   | 37 |
| <b>Tabela 5</b> – Composição de Ligas Biocompatíveis de Aço Inoxidável. ....                                | 39 |
| <b>Tabela 6</b> – Composição química das ligas à base de titânio.....                                       | 42 |
| <b>Tabela 7</b> – Vantagens e desvantagens das ligas metálicas empregadas em implantes<br>ortopédicos. .... | 43 |
| <b>Tabela 8</b> – Composição química da amostra CF1. ....   | 65 |
| <b>Tabela 9</b> – Composição Química – Componente Tibial 01.....  | 73 |
| <b>Tabela 10</b> – Composição química das fases da Amostra CT1. (Elaborado pela autora).....                | 75 |
| <b>Tabela 11</b> – Composição Química da Amostra CF2. ....  | 78 |
| <b>Tabela 12</b> – Composição dos Micro constituintes do CF2. MEV-EDS. ....                                 | 80 |
| <b>Tabela 13</b> – Composição Química – Componente Tibial 2.....  | 83 |
| <b>Tabela 14</b> – Composição Química – Microestrutura Componente Tibial 02.....                            | 84 |
| <b>Tabela 15</b> – Composição Química Amostra CF3.....  | 86 |
| <b>Tabela 16</b> – Composição Carbonetos Amostra CF3. MEV-EDS.....  | 88 |
| <b>Tabela 17</b> – Composição química do CT3. ....  | 92 |
| <b>Tabela 18</b> – Composição Química – Microestrutura Componente Tibial 3.....                             | 94 |

**Lista de Equações**

|  |    |
|--|----|
| <b>Equação 1</b> - Densidade.....                  | 54 |
| <b>Equação 2</b> - Cristalinidade do polímero..... | 57 |

## RESUMO

Barcelos, Flávia dos Santos, Caracterização e Estudo de Desgaste em Próteses Totais de Joelho, Brasília. Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasil, 2016. Dissertação de Mestrado.

A utilização de próteses ortopédicas cresce a cada ano, seja pelo envelhecimento da população ou pelo aumento da prática de atividades físicas. Apesar de existirem normas que regulamentam os materiais e as características das próteses, a inexistência de um órgão fiscalizador permite a distribuição de produtos de baixa qualidade e que não atendem as expectativas dos pacientes. Neste trabalho são apresentadas informações sobre: a articulação do joelho; a história das próteses e da artroplastia; e os materiais utilizados na sua fabricação. Apresenta-se também, a caracterização de três conjuntos de próteses totais de joelho, que falharam precocemente, e se investiga as possíveis causas destas falhas. Os conjuntos foram caracterizados por meio de análises da rugosidade superficial, microscopia Confocal, medidas de densidade, análises térmicas, químicas e metalográficas. Dois conjuntos foram submetidos a ensaios de desgaste utilizando uma máquina que possibilita simular os movimentos da articulação durante a caminhada. Os ensaios tiveram uma duração de 500.000 ciclos e foi usada uma carga de 40 quilogramas. Os resultados de caracterização apontaram a presença de elementos tóxicos nos componentes metálicos (ex. o Tálcio), e o uso de dosagens inadequadas de radiação, nos componentes poliméricos, durante sua fabricação. Os ensaios de desgaste confirmaram algumas evidências apontadas na caracterização, como por exemplo: o inadequado posicionamento dos componentes provoca sobrecargas localizadas, e com isso, um desgaste acelerado do componente polimérico; a rugosidade superficial do componente metálico influencia diretamente no dano superficial e no desgaste do componente polimérico; as partículas de desgaste removidas do conjunto, formadas por polímero e metais, ficam aderidas a uma das superfícies de contato, modificando as condições de deslizamento, ou ficam retidas nas adjacências do contato, provocando reações adversas do organismo como inflamação ou necrose localizada. Este trabalho chama a atenção para a necessidade de melhorias nos processos de fabricação de próteses de joelho e recomenda a realização outras pesquisas com biomateriais, para que mais qualidade de vida seja oferecida aos pacientes.

**Palavras-chave:** Biomateriais, Próteses de Joelho, Desgaste por Deslizamento, Rugosidade Superficial

## ABSTRACT

Barcelos, Flávia dos Santos, Characterization and Wear Study in Total Knee Replacement Prostheses. Brasília. Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasil, 2016. Dissertação de Mestrado.

The use of orthopedic implants is increasing every year, because of the population ageing or the increase in sports practice. Despite the Standards that regulate materials and some prostheses characteristics, the absence of a supervisory organization allows distribution of low-quality products that do not meet patients expectations. This dissertation presents information about: the knee joint; the history of prostheses and arthroplasty; and the most used materials for manufacturing. It also presents the characterization of three sets of total knee prostheses witch failed early and it investigates the possible failure of these sets. The sets were characterized by surface roughness analysis, CONFOCAL microscopy, density measurements, thermal, chemical and metallographic analysis. Two sets underwent wear tests using a machine that allows to simulate the joint movements during walking. The tests lasted 500.000 cycles, 40 kilogram loaded. Characterization results showed (e.g. Thallium) presence of toxic material and the use of inadequate radiation dosage in polymeric components, during manufacture. Wear tests confirmed some evidence pointed in characterization, for exemple: inadequate components position causes localized overload, and then, na accelerate polymer wear; surface roughness of metallic components directly affects surface damage and wear of polymeric component; debris, removed from the sets, made of metal and polymer, join one of contact surfaces, changing the sliding condition; or join the contact adjacencies, leading to body adverse reaction, like inflammation and localized necrosis. This dissertation draws attention to the need of improvement in manufacturing knee prostheses processes and endorses the development of other reserches related to biomaterials, so more quality of life can be offered to patients.

Key words: Biomaterials, Knee Prostheses Replacement, Sliding wear, Surface Roughness.

## 1 – Introdução

O aumento da expectativa de vida da população mundial, as práticas de esportes cada vez mais difundidas e recomendadas, além de acidentes de trânsito têm elevado o número de cirurgias ortopédicas para a substituição das articulações, chamadas artroplastias (AAOS, a)

A artroplastia é uma cirurgia complexa para a substituição da articulação, que requer experiência e precisão do cirurgião para ser bem sucedida. Substituições de quadril e joelho são as mais realizadas, sendo a artroplastia total de quadril aquela que apresenta melhores resultados documentados devido à sua prática mais antiga (INSTITUTO COHEN).

A artroplastia total de joelho apresenta excelentes índices de qualidade, resultados próximos aos apresentados pela substituição de quadril, e em estados brasileiros, como Amazonas e Rio de Janeiro, é a cirurgia de reconstrução de articulações mais realizada (PÉCOR, 2012; SILVA, 2010).

A qualidade das próteses é fator principal para o bom desempenho do implante e merece atenção especial de engenheiros, médicos, químicos e físicos. A necessidade de produtos mais seguros e que atendam as expectativas dos pacientes é evidente, já que cada vez mais jovens necessitam da artroplastia para voltar a realizar atividades básicas (CAMARGO, 2008; ROCHA, 2006; MOZELLA, 2014).

Falhas das próteses causam desconforto, dor e dificuldade de movimentação do paciente. Elas levam a cirurgias de revisão precoces, elevando gastos do Sistema Único de Saúde (SUS), de demora para cirurgias primárias. Atualmente, muitas cirurgias de revisão são realizadas para a substituição das próteses. Entre os motivos, além das falhas dos componentes protéticos, motivo deste trabalho, estão as falhas médicas e condições patológicas do paciente (PÉCOR, 2012; PORTAL DO BRASIL, a).

Ao longo dos anos, as próteses ortopédicas passaram por muitas modificações na forma, na composição dos materiais, na formação dos pares (metal-metal, metal-cerâmica, metal-polímero) e ainda são estudadas formas de aperfeiçoar o avanço já alcançado. As técnicas cirúrgicas estão em constante evolução e, ainda assim, há muito que aprimorar. Todos os esforços objetivam a melhora na qualidade de vida dos pacientes, buscando a adequação dos materiais fabricados ao organismo humano.

Composto por nove (09) capítulos, este trabalho investiga três conjuntos de próteses totais de joelho, caracterizando-os e estudando-os de forma a encontrar as causas de suas remoções precoces. A identificação das causas das falhas desses conjuntos pode levar a melhorias na qualidade de implantes futuros, por possibilitarem a identificação de defeitos nos processos de fabricação. A melhor qualidade dos conjuntos protéticos leva mais segurança e conforto aos pacientes, reduzindo as chances de novas cirurgias, que colocam em risco suas vidas.

Todos os principais biomateriais utilizados na ortopedia foram caracterizados neste trabalho. O estudo do comportamento dos conjuntos em relação ao desgaste foi realizado com auxílio de uma máquina que possibilita a simulação dos movimentos típicos do caminhar, com propósito de testar as características superficiais dos materiais, buscando proximidade das condições criadas *in vivo*.

## 2 – Revisão Bibliográfica

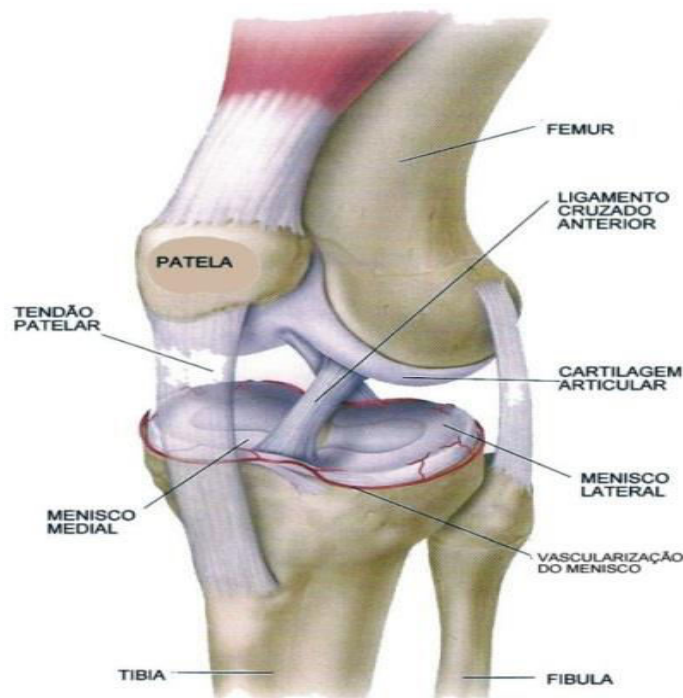
### 2.1 – Joelho

#### 2.1.1 – Anatomia do Joelho

O joelho é composto por ossos, cartilagens, meniscos e ligamentos. Os ossos envolvidos na articulação do joelho são o fêmur, a rótula ou patela e a tíbia, que formam duas juntas: a femorotibial e a femoropatelar (SILVA, 2010; COSTA, 2015).

A estabilidade do joelho é devida aos ligamentos principais e aos músculos quadríceps. O joelho é a zona de maior crescimento ósseo no membro inferior e pode apresentar quase todos os tipos de patologia ortopédica, como tumores e osteomielite, por exemplo. (ADAMS, 1994). Os ligamentos e os meniscos colaboram na estabilidade do joelho por aumentarem a superfície de contato e a congruência entre o fêmur e a tíbia (PÉCORA, 2012). Na Figura 1, uma representação da articulação do joelho e seus principais elementos são mostrados. Um breve comentário de cada elemento é feito abaixo.

**Figura 1** - Principais componentes da articulação do joelho.



Fonte: Adaptado de (SILVA, 2010).

Os ossos são o tecido conectivo mais duro e dão forma e sustentação ao corpo. São formados por aproximadamente 50% de água e 50% matéria sólida cartilagem (enrijecida com sais inorgânicos) como o fosfato de cálcio e outras proteínas, mas, 90% da proteína



encontrada nos ossos são colágeno. A porosidade do osso diminui da região interna para a externa (CURREY, 2002).

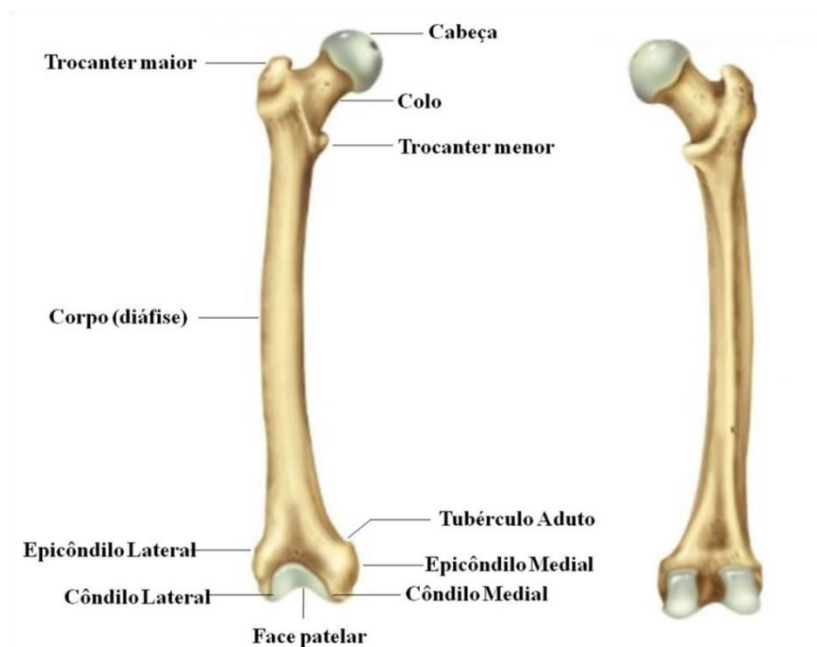
## Fêmur

O maior e mais volumoso osso do corpo humano é formado por três regiões, a diáfise e as epífises. Diáfise é o corpo do fêmur que apresenta forma triangular, enquanto as epífises são as extremidades do osso (SILVA, 2010).

Na epífise inferior, o fêmur se divide em dois côndilos, que apresentam seis faces cada um, sendo que a face superior liga-se à diáfise e as demais, inferior, anterior e posterior se articulam com a tíbia. As faces internas dos côndilos formam um sulco, chamado tróclea, superfície por onde a patela desliza (KAEMPF; SILVA, 2010). Essa região, assim como a região posterior da patela é recoberta por cartilagem.

O fêmur tem anatomia distal complexa. Os côndilos são grandes, convexos e não são simétricos, sendo o lateral mais largo que o medial em pequenas proporções (PÉCORRA, 2012; INSTITUTO COHEN). A representação de um fêmur humano é mostrada na Figura 2.

**Figura 2** - Fêmur humano.



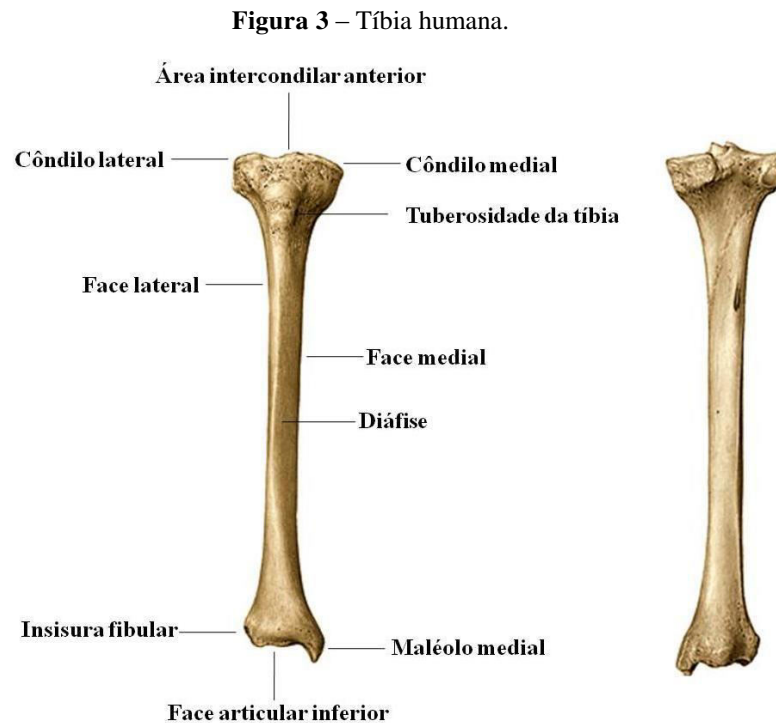
Fonte: Adaptado de (SILVA, 2010).

## Tíbia

A tíbia é o segundo maior osso do corpo humano. Situado no lado ântero-medial da perna e possui duas epífises e a diáfise. Articula-se com o fêmur e a fíbula, na região superior

e na inferior, com a fíbula e o tálus (osso da articulação do pé). A epífise superior da tíbia é larga e possui cavidades para acomodar os côndilos femorais, chamada platô tibial. A fíbula não suporta peso e sim favorece a fixação dos músculos e não se movimenta na articulação do joelho (ANATOMIA; SILVA, 2010; PÉCORRA, 2012; INSTITUTO COHEN).

O corpo da tíbia tem forma triangular e as três faces são chamadas medial, lateral e posterior. A região anterior da tíbia é ampla e oferece ponto de ligação ao tendão patelar. No platô tibial há uma região intercondilar com rebaixo na parte anterior para inserção do ligamento cruzado anterior (SILVA, 2010; INSTITUTO COHEN). A representação da tíbia e suas partes principais são mostradas na Figura 3.

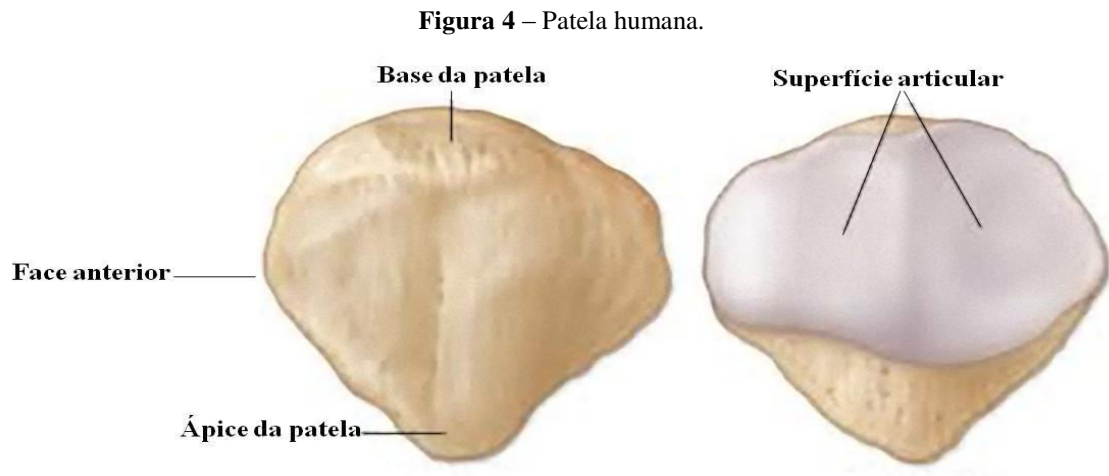


Fonte: Adaptado de (SILVA, 2010).

### **Rótula (Patela)**

A rótula, também conhecida como patela, é o maior osso sesamóide do corpo humano. Ossos sesamóides são formados entre as articulações, tendões e ligamentos. A função desses ossos é proteger as articulações. Aumentar o braço de alavanca do mecanismo extensor é a principal função biomecânica da patela. O tendão patelar tem origem no vértice inferior da rótula e fixa-se, na outra extremidade, na tíbia. Solidificada a partir de mais de um centro, a patela apresenta duas faces, a anterior apresenta estrias verticais paralelas e orifícios vasculares, e a posterior que articula com a tróclea. Nas bordas se ligam os músculos da coxa. (SILVA, 2010; PÉCORRA, 2012).

Na Figura 4, observa-se a representação da patela e suas partes importantes.



Fonte: Adaptado de (SILVA, 2010).

### **Cartilagem**

A cartilagem é um dos materiais mais duros do corpo humano, atrás dos ossos, dentes e próximo às unhas e promove superfícies de apoio para as juntas, nas terminações de ossos minerais e duros, extremidades funcionais e adaptáveis. A cartilagem é considerada um composto reforçado com fibras. É formada basicamente por fibras de colágeno e por não possuir nervos ou irrigação com sangue, não é capaz de se reconstruir (HUSTON, 2009; KUMAR, 2008; MELO, 2012).

O colágeno é formado por proteínas e somente 10% de sua composição é celular. Os principais componentes da cartilagem articular são água (60 – 85%), colágeno do tipo II (15 – 22%). Outro componente da cartilagem são moléculas hidrofílicas chamadas proteoglicanos (HUSTON, 2009; KUMAR, 2008). Os proteoglicanos são macromoléculas compostas principalmente por açúcares (PÉCORA, 2012). A hidratação elevada da cartilagem possibilita alto grau de resistência a deformações por cargas extrínsecas e confere elasticidade e compressibilidade excelentes e permite que a cartilagem não tenha irregularidades geométricas.

A cartilagem apresenta tensão de compressão 05 MPa e de tração 25 MPa, no sentido paralelo às fibras. Nas articulações, a cartilagem é lubrificada pelo líquido sinovial, que reduz o coeficiente de atrito a valores entre 0,005 e 0,02. Junto ao osso a cartilagem tem suas fibras em sentido perpendicular à superfície e é dura e rígida, porém a superfície da articulação é relativamente úmida e mole, e as fibras estão em paralelo com a superfície. Por isso a

cartilagem é bastante adaptável na região de contato (KUMAR, 2008; PÉCORRA, 2012; HUSTON, 2009).

### **Meniscos**

São constituídos basicamente por colágeno tipo I, que formam fibras arranjadas em forma circunferencial para melhor absorção de cargas compressivas. Os meniscos distribuem a carga aplicada na articulação e auxiliam na lubrificação e nutrição da cartilagem (PÉCORRA, 2012; MELO, 2012).

O menisco medial conecta-se à tibia, no platô medial e tem formato de meia-lua. O menisco lateral é ovalado e oferece maior mobilidade que o medial, cobrindo uma superfície maior que o medial, é, portanto, menos sujeito a lesões. Os meniscos são vascularizados nas regiões exteriores e se movem 01 mm aproximadamente na direção anteroposterior (INSTITUTO COHEN; PÉCORRA, 2012).

A extremidade da tibia não é congruente com os côndilos femorais, os meniscos atuam para melhorar a congruência entre os ossos articulares (SILVA, 2010; INSTITUTO COHEN).

### **Ligamentos**

O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) é o principal estabilizador estático do joelho considerando-se a resistência à translação da tibia em relação ao fêmur e possui papel secundário na rotação do joelho. Inicia-se na face medial do côndilo femoral lateral. Tem espessura média de 11 mm e comprimento médio de 38 mm (PÉCORRA, 2012). A fixação é feita no côndilo lateral do fêmur e na tibia.

O Ligamento Cruzado Posterior (LCP) é originado na face lateral do côndilo femoral medial e possui o mesmo comprimento médio do LCA, porém sua largura média é ligeiramente maior, 13 mm. Por ser próximo ao eixo central da articulação é considerado o principal estabilizador do joelho (PÉCORRA, 2012). O LCP liga-se à tibia e ao côndilo medial do fêmur. Os ligamentos cruzados são isolados da cápsula articular do joelho e tem sua própria membrana de liquido sinovial (INSTITUTO COHEN; PÉCORRA, 2012; SILVA, 2010).

O Ligamento Colateral Tibial ou Medial (LCT) vai da tibia ate o epicôndilo femoral lateral e fixa-se firmemente com o menisco medial. Sua principal função é resistir à tensão em valgo e auxilia a resistência à translação anterior e à rotação externada tibia (INSTITUTO COHEN; PÉCORRA, 2012; SILVA, 2010).

O Ligamento Colateral Fibular ou Lateral (LCF) não tem contato com o menisco lateral e tem função de estabilizar a região postero-lateral do joelho, fazendo resistência ao movimento de varo (SILVA, 2010; PÉCORRA, 2012).

### **Cápsula Articular**

A cápsula articular do joelho é a maior cápsula do corpo humano e bastante fina. Ajuda a estabilizar a patela e a tensão nos meniscos. Na região do côndilo lateral é inexistente pela necessidade de espaço do ligamento colateral lateral. Internamente é recoberta pela membrana sinovial e fixa-se nas margens da patela e dos meniscos (SILVA, 2010).

### **Líquido sinovial**

O líquido sinovial está presente em todas as juntas articulares agindo como lubrificante e levando nutrientes para a cartilagem. É segregado pela membrana sinovial que fica ao redor da articulação, na cavidade sinovial. A membrana é recoberta por uma cápsula de colágeno muito resistente.

Quando a articulação se move rapidamente, o líquido sinovial tem sua viscosidade diminuída instantaneamente para permitir lubrificação adequada e quando em baixa velocidade, a viscosidade é elevada. A viscosidade do líquido sinovial também varia com alterações hormonais e temperatura. O líquido sinovial é composto principalmente por ácido hialurônico, material que é responsável pela viscosidade (KUMAR, 2008; CURREY, 2002; DUTRA, 2002).

Os mecanismos de lubrificação da articulação do joelho não são bem compreendidos, e, desde 1932, algumas teorias foram criadas, sugerindo a lubrificação hidrodinâmica, quando um filme lubrificante é formado entre as superfícies; lubrificação limítrofe, em que a espessura do filme não é suficiente para separar totalmente as asperezas das superfícies, em 1960, e mesmo um mecanismo de lubrificação gotejante, 1959, rejeitada por cálculos teóricos, que seria possível pelo gotejamento de líquido sinovial pela cartilagem.

A lubrificação elastohidrodinâmica foi aceita por vários pesquisadores, mas um estudo em 1968 demonstrou não ser este o mecanismo adequado. Em 1967, o mecanismo de lubrificação por compressão, situação em que a lubrificação elastohidrodinâmica chega ao extremo, foi estudado, mostrando-se mais adequado que as demais formas de lubrificação. Entretanto, hoje é defendida a ideia de uma lubrificação mista, com predominância do mecanismo limítrofe (DUTRA, 2002).

### 2.1.2 – Articulação do Joelho

O joelho é a articulação mais solicitada do corpo humano em relação a esforços compressivos, e é a mais sujeita a lesões, por traumas ou torções. É também a mais complexa, por precisar garantir mobilidade e estabilidade. A articulação do joelho possui apenas um grau de liberdade em movimentos de flexo-extensão e um em rotação, porém, somente quando o joelho está flexionado é possível rotacionar o joelho. Quando a perna está estendida, embora seja possível girar os pés, o movimento é realizado no quadril. Ainda assim, os movimentos realizados pela articulação do joelho são variados (DUTRA, 2002; ROCHA, 2006, CURREY; 2002).

O joelho é considerado uma articulação sinovial por serem as superfícies ósseas de contato recobertas por cartilagem e unidas por ligamentos recobertos por membranas sinoviais que produzem o líquido sinovial responsável pela lubrificação da articulação (PORTAL EDUCAÇÃO, 2013). A maior articulação do corpo tem grande estabilidade e permite movimentos de rotação e deslizamento das superfícies de contato.

O joelho possui movimentos de rotação, flexo-extensão, e varo e valgo. Quando em extensão, a rotação, assim como de varo e valgo, é quase inexistente. É possível obter 40° de rotação externa e 30° de rotação interna com o joelho a 90° de flexão. Normalmente o joelho saudável flete até 140° quando o quadril está fletido e 120° quando o quadril é estendido. A flexão máxima é 160° ao encostar o calcanhar na nádega (PÉCORA, 2012). A extensão máxima é obtida quando o indivíduo está de pé, com os dois calcanhares juntos. Nesta situação, o fêmur tem uma inclinação de, aproximadamente, 10° em relação ao plano médio (SILVA, 2010).

Nota-se que o principal movimento do joelho é no plano sagital, de flexo-compressão. Neste movimento, que é o principal da marcha, embora movimentos ocorram nos três planos, a flexão máxima, que ocorre quando a fase do pé levantado está a meio, o ângulo máximo obtido é 60°. Este período é correspondente a 60% do ciclo da marcha. O instante zero da marcha, 0%, quando o calcanhar toca o chão representa a extensão máxima do joelho. No sentido transversal, a tíbia pode rotacionar entre 4° e 13° em relação ao fêmur. O total de movimentos varo e valgo aceitável chega a 11°. Entretanto, o aumento da velocidade pode causar uma amplitude maior de movimentos e quando há a restrição de algum, os demais sofrem com a sobrecarga (SILVA, 2010).

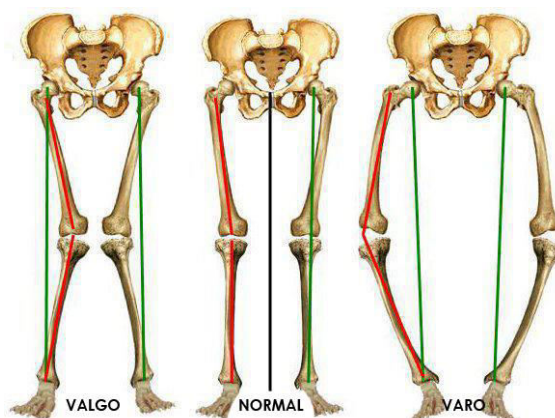
Os côndilos representam a superfície articular do fêmur, tanto nas faces inferiores, que são opostas à tíbia quanto na sua região frontal, que articula à patela. Os movimentos da articulação envolvem rotação e deslizamento, otimizando o espaço da área articular e evitando o desgaste pontual excessivo. Entre a extensão máxima do joelho e uma flexão de 20° pode-se considerar apenas o movimento de deslizamento, com rotação exclusivamente na flexão máxima. O movimento de rotação axial é devido à diferença de tamanho dos côndilos femorais (PÉCORA, 2012).

Os principais elementos substituídos pela artroplastia são as extremidades do fêmur e da tíbia e a cartilagem da articulação femorotibial. Em alguns casos, acontece a substituição patelar, feita com por um componente polimérico, porém a prótese utilizada nesta cirurgia não é estudada neste trabalho. É opcional a substituição patelar, porque embora cause a diminuição do incômodo pós-operatório, os tratamentos para adaptação e diminuição da dor se limitam (SBOT, 2007).

### 2.1.3 – Desvio do Eixo da Perna – Joelhos Varo e Valgo

O joelho valgo, joelho em “x”, tem como característica a aproximação dos joelhos e afastamento da tíbia. Normalmente ocorre quando o ligamento colateral medial é frouxo ou deformação óssea, que gera distribuição de cargas irregular na articulação. É comum em crianças que estão aprendendo a andar. Este desvio afeta um número maior de mulheres, pela maior amplitude do quadril (SILVA, 2010; BLOG PES SEM DOR, 2015). Na Figura 5, os desvios de varo e valgo são mostrados.

**Figura 5** – Desvios do eixo da perna



Fonte: BLOG PÉS SEM DOR, 2015

O joelho é considerado varo joelho, em “o”, quando a deformidade causa o arqueamento da articulação, afastando o joelho. O lado interno da articulação absorve toda a

carga. Recém-nascidos apresentam o joelho em varo (BLOG PES SEM DOR, 2015; SILVA, 2010).

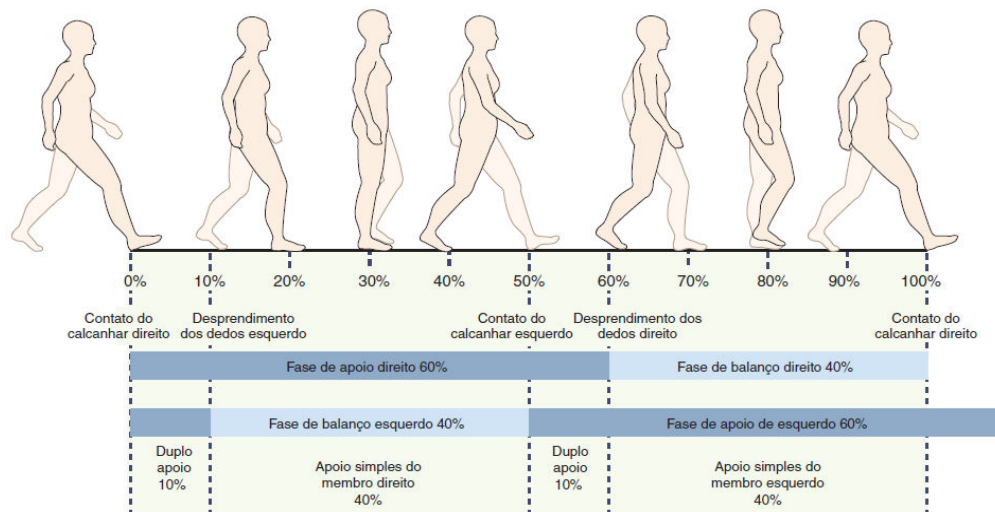
### 2.1.4 – Marcha

Marcha é a denominação da maneira ou estilo de andar. Movimenta todo o sistema músculo-esquelético e utiliza o sistema nervoso central e o sistema nervoso periférico. Exige coordenação e interações complexas das articulações do corpo, principalmente dos membros inferiores (BARR, 2013).

Um passo é a distância entre o toque do calcanhar de um pé e o toque seguinte do calcanhar do outro pé. O comprimento de um passo é de aproximadamente 40 cm, enquanto uma passada, definição de um conjunto de dois passos, um com a perna direita e um com a perna esquerda, mede aproximadamente 80 cm. Estes valores são aproximados e um mesmo indivíduo pode apresentar diferença entre o comprimento dos passos da perna esquerda com relação à esquerda, e vice-versa (ROSE, 2007).

A cadência da marcha de um indivíduo denomina o número de passos dados por unidade de tempo e num adulto este valor apresenta média de 110 passos por minuto. A Figura 6 mostra o ciclo da marcha humana e é possível ver o tempo levado para cada movimento até a finalização do ciclo.

**Figura 6 – Ciclo da marcha humana.**



Fonte: GOOGLE IMAGES; ROSE, 2007.

A fase de apoio corresponde a 60% do tempo do ciclo da marcha, o que deixa evidente que caminhar exige esforços das articulações inferiores para suportar o peso corporal em



grande parte do tempo, evidenciando a necessidade de resistência mecânica dos componentes articulares e dos conjuntos protéticos.

## **2.2 – Artroplastia Total de Joelho**

### **2.2.1 – Contextualização**

As cirurgias ortopédicas crescem em número anualmente. Em 2011, o número de cirurgias ortopédicas por ano, no Brasil, era de aproximadamente 300 mil, quantidade inferior as 1,9 milhões realizadas nos Estados Unidos (PIRES, 2015), onde, de acordo com a Agência Americana de Pesquisa e Qualidade em Saúde, mais de 600 mil destas cirurgias são artroplastias de joelho (O'BRIEN).

De acordo com o Ministério da Saúde do Brasil, no primeiro quadrimestre de 2015, houve um aumento de 72% nos procedimentos cirúrgicos em relação ao mesmo período de 2014. O número de cirurgias saltou de 1908 para 3289, deste total, 36% eram considerados procedimentos de levada complexidade. (PORTAL BRASIL, a). Ao longo de todo o primeiro semestre, o número de cirurgias diárias aumentou 41%, com média de 45 cirurgias ortopédicas diárias (PORTAL BRASIL, b).

Artroplastia é o nome dado à cirurgia de substituição, reconstrução ou restauração das articulações por próteses, possuem alto grau de resolutividade e objetivam restaurar a função da articulação, além de aliviar a dor e permitir que a pessoa retome as atividades rotineiras. É um processo de alta complexidade e, geralmente, realizado em pacientes com idade superior a 65 anos (PRIBERAM; SBOT, 2007; FARIAS, 2007; SILVA, 2010). Porém, de acordo com a AAOS (American Academy of Orthopaedic Surgeons), metade dos pacientes que se submeteram a artroplastias no ano de 2010 tem idade inferior a 65 anos e ainda são ativos (JR., 2013).

A artroplastia total de joelho é recomendada para pacientes com doenças inflamatórias que afetam a região, como artrose e artrite reumatóide que desgastam as superfícies de contato da articulação e levam ao espessamento da membrana sinovial, junto com problemas como obesidade e desvio do eixo da perna (varo e valgo) e longevidade. Problemas de articulação nos joelhos causam muita dor e são bastante debilitantes (PORTAL DO BRASIL, c; O'BRIEN).

Fatores como o aumento da longevidade da população e dos casos de artrose, além do número crescente de fraturas e traumas devidos a acidentes e maior prática de esportes e a

obesidade permitem prever um crescimento significativo da demanda de artroplastias de joelho. Nos Estados Unidos a estimativa é de que as ATJs cresçam em número de 600 mil (2013) para 03 milhões em 2030 (AAOS, a).

Visando reduzir o tempo de espera para artroplastias e para as demais cirurgias de maior demanda para dois anos, de forma a acompanhar o tempo estimado de países como Inglaterra e Canadá (PORTAL BRASIL, b), mutirões de cirurgias e fisioterapia são realizados em vários Estados como Rio de Janeiro, Amazonas e Acre.

A AAOS (American Academy of Orthopaedic Surgeons) mostra o resultado de uma pesquisa (Journal of Bone and Joint Surgery, 2013) que afirma ser a artroplastia total de joelho um procedimento de bom custo-benefício para pacientes com artrose severa. O valor envolvido na despesa da cirurgia, contando com despesas indiretas era, em 2013, R\$ 39.565. Porém, em longo prazo, gera uma economia de R\$ 10.000 a R\$ 30.000 (AAOS, a).

De acordo com o Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad (Into), centro especializado em cirurgia de joelho no Rio de Janeiro, eram realizadas cerca de 1000 consultas e 120 procedimentos cirúrgicos por mês, até 2015, no instituto. A maioria das cirurgias é de artroplastias totais primárias (PORTAL BRASIL, e). Outros dados do Into apontam que a instituição realiza aproximadamente 1000 cirurgias por ano e, novamente, em conformidade com os dados anteriores, a maioria é de artroplastia primária. A artroplastia total de joelho, além disso, representa também a maior demanda do Brasil, em especial nos estados da região Norte, principalmente em Rondônia, no Acre e Amazonas (PORTAL BRASIL, c).

O Ministério da Saúde publicou no dia 01 de janeiro de 2016 a portaria n°. 1370 “Normas de Autorização de Prótese Total de Joelho e Prótese Total de Quadril Híbrida”, uma normativa com a função de definir as bases técnicas e critérios a serem seguidos pelas Secretarias de Saúde dos Estados e do Distrito Federal e municípios na regulação, registro e ressarcimento dos procedimentos relativos a próteses ortopédicas no Brasil. O documento foi elaborado após a descoberta de um sistema criminoso de fraudes na indicação de cirurgias e compra de produtos implantados em 2015.

### **2.2.2 – Histórico**

O tratamento da artrose no final do século XIX não era muito investigado e era feito de acordo com a experiência adquirida pelo médico responsável. As artroplastias modernas,

entretanto, são resultado de quase dois séculos de estudos em biomecânica, engenharia de materiais e técnicas cirúrgicas. A primeira artroplastia total de joelho bem sucedida foi realizada por Ferguson, em 1861, utilizando tecidos moles. (SILVA, 2010; PÉCORRA, 2012) e o bom resultado da cirurgia despertou interesse para os estudos sobre a interposição de tecidos moles, que, apresentavam bons resultados com relação à anquilose, que é a impossibilidade de mover a articulação.

Entretanto, antes disso, em 1827 e 1840, Barton e Rogers fizeram as primeiras tentativas para corrigir a anquilose com osteomias, criando pseudoartroses locais para recuperar a mobilidade articular. Em 1860, o cirurgião francês Verneuil dispôs a ideia de interpor tecidos moles depois da ressecção das extremidades ósseas e para evitar a volta da anquilose. Thomas Gluck, em 1890 realizou artroplastias usando marfim como componente femoral (SILVA, 2010; PÉCORRA, 2012).

Até a primeira metade deste século (XXI), materiais biológicos e sintéticos eram utilizados na interposição das superfícies articulares do joelho (SILVA, 2010; PÉCORRA, 2012).

Em 1938, a Howmedica registrou o Vitallium, liga de cromo-cobalto, para próteses e, a partir desta, o desenvolvimento e utilização dos materiais metálicos para próteses ortopédicas começou a substituir a artroplastia de interposição (SILVA, 2010).

Em 1940, Campbell realiza artroplastias com placas de ouro e prata interpostas, mas a técnica não foi bem aceita e acabou rejeitada no século passado (XX). Em 1939, Willis Campbell e Smith-Petersen utilizaram placas de Vitallium em artroplastias de interposição, após relatos da utilização da liga em artroplastias totais de quadril. Campbell sugere a utilização de placas metálicas na tíbia (PÉCORRA, 2012; SILVA, 2010).

As artroplastias com substituição das regiões distal do fêmur e proximal da tíbia tiveram início na década 1950, quando o conceito da prótese em dobradiça voltou a ser utilizado. A primeira prótese totalmente articulada havia sido fabricada em 1891, toda em marfim, fixada com cimento de resina, gesso e pedra pomes que mesmo tendo apresentado boa fixação não tinha sido reaplicada (SILVA, 2010).

Em 1951, na Suécia, Borje Walldius usou resina de acrílico como material para artroplastia de charneira em pacientes com reumatismo severo, porém o desgaste era elevado. Shiers, em 1954 sugeriu a artroplastia com prótese metálica em dobradiça, feita em aço

inoxidável para não causar reabsorção óssea, mas esta técnica apresentava problemas de deslocamento (PÉCORRA, 2012; SILVA, 2010).

Em 1955, o Professor Flávio Pires de Camargo, da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo realizou as primeiras artroplastias o Brasil, utilizando, de início, próteses de acrílico e depois, as de metal. Estas próteses não possuíam distinção para os joelhos direitos ou esquerdos e não tinham a inclinação da haste femoral em ângulo caro. Além disso, o componente de interposição era o teflon (SILVA, 2010; PÉCORRA, 2012).

Há também a artroplastia de substituição da superfície articular. O modelo da prótese desenvolvido por Frank Guston, chamada prótese policêntrica, foi baseado no princípio de blocos de Macintosh e a primeira cirurgia aconteceu em 1968 (SILVA, 2010).

Na década de 1960, iniciou-se uma das principais técnicas utilizadas hoje, é a técnica de artroplastia total de superfície do joelho. O método abrange os conceitos de artroplastias da superfície articular, substituindo os côndilos femoral e tibial, derivado do conceito de Macintosh e o conceito da substituição do sulco femoral e da incisão dos ligamentos cruzados, permitindo que o componente tibial cubra toda a superfície tibial (SILVA, 2010). A principal vantagem desta técnica é a menor remoção de osso, diminuindo a dificuldade de uma revisão, em relação à prótese de charneira. Apresenta bons resultados e é mais facilmente executada.

Em todas as situações, os componentes femoral e tibial podem ser cimentados aos ossos ou não, porém a cimentação reduz drasticamente a porcentagem de falhas dos conjuntos protéticos, de acordo com Van Lentheet al, em 1997 (PÉCORRA, 2012; SILVA, 2010).

A substituição da patela (patelectomia total) diminui a força de extensão do joelho e limita as possibilidades de tratamento para a dor na região do implante, contudo é normalmente uma escolha do cirurgião (SBOT, 2007). Entretanto, nenhum dos conjuntos estudados neste trabalho incluía o componente patelar.

### **2.2.3 – Utilização do Cimento Ósseo**

O cimento utilizado é o Poli-Metil-Metacrilato de cura rápida, que é aplicado em forma pastosa e solidifica-se em 10 minutos. A cimentação cria uma ligação mecânica sólida entre o cimento e o osso e produz uma melhor uniformidade na distribuição da carga entre o implante e o osso (SILVA, 2010).

Embora não aconteça com frequência, a soltura dos componentes metálicos pode acontecer por processo mecânico e por processo biológico. No processo mecânico, o movimento natural, a prótese transfere a carga aplicada para o osso, que a absorverá na região esponjosa que permanece após o corte ósseo. Se as cargas são superiores à resistência do osso, o componente protético se desprenderá. A falha por processo mecânico foi considerada a principal causa das cirurgias de revisão de um estudo feito com pacientes submetidos à artroplastias unicompartmentais, em 2013 (MOZELLA, 2014; SILVA, 2010).

No processo biológico, acontece a inflamação dos tecidos que circunvizinham o implante e podem levar à perda óssea, chamada osteólise. A inflamação é causada por reação do organismo às partículas de desgaste soltas no movimento expulsos da articulação (SILVA, 2010).

Quando não cimentadas, as próteses são fixadas por parafusos e têm as superfícies de contato com os ossos texturizadas ou porosas, para que o osso possa crescer dentro da superfície protética, fixando o conjunto. A ausência de cimento não elimina as partículas liberadas pelo movimento articular e nem a perda óssea, mas ainda assim, este tipo de fixação apresenta bons resultados em curto prazo.

Esta técnica foi introduzida na década de 1980 e, por ser recente, comparação dos resultados com os obtidos por artroplastia cimentada não são muito frequentes. Estudos desenvolvidos a partir dos anos 1980 são controversos quanto à avaliação dos resultados da artroplastia não cimentada. Há indícios de que o número de solturas dos componentes protéticos é maior quando o implante não é cimentado, enquanto Whiteside e Pafford, em 1989, concluíram não haver diferenças (PÉCORA, 2012; CAMARGO, 2008; CURRY; SILVA, 2010).

Existe também o processo de revestimento das superfícies com plasma de hidroxiapatita, que é composta por um mineral constituinte do tecido ósseo, fazendo com que o organismo identifique o implante como uma parte integrante do osso. Esta técnica é bastante empregada no componente femoral (SILVA, 2010).

### **2.3 – Próteses de Joelho**

As próteses totais de joelho começaram a ser utilizadas em 1968. O desenvolvimento de novos materiais e design tem feito com que elas sejam cada vez mais indicadas para o tratamento de lesões no joelho (COSTA, 2015; O'BRIEN).

O aprimoramento constante das próteses envolve a área de materiais, buscando aquele cujo comportamento é mais adequado à função que desenvolverá no organismo, e o design para que seja compatível com a necessidade do paciente. Nos Estados Unidos, há pesquisas sobre a produção de próteses customizadas produzidas com através de recursos computadorizados.

Há diferentes modelos e tamanhos para as próteses que possibilitam melhor encaixe dependendo das condições do paciente. Elas podem variar a geometria conforme o sexo do paciente e o lado da substituição. As próteses modernas permitem a combinação de componentes de tamanhos diferentes na mesma articulação. As empresas distribuidoras dos produtos ortopédicos fornecem componentes com forma e tamanhos diferentes para se adequar à necessidade de diversidade dos gêneros (COSTA, 2015; CAMARGO, 2008; NOVUM HOSPITALAR).

Todas as melhorias nos produtos protéticos fazem com que as próteses de joelho sejam bastante indicadas e, além disso, aliadas a um processo cirúrgico de qualidade permitem a longa duração do implante. Atualmente, 90% das próteses têm função preservada 15 anos após a cirurgia (O'BRIEN; COBRA, 2009). Para que a duração do implante seja longa, além dos fatores citados, o cuidado pós-operatório é significativo e inclui consultas periódicas com o cirurgião ortopédico para o monitoramento, precaução e cuidados especiais para evitar quedas e esforços excessivos da articulação, um programa regular de exercícios para fortalecimento muscular e manutenção da mobilidade do implante e cuidado ao realizar procedimentos odontológicos. (O'BRIEN, CAMARGO, 2008).

### **2.3.1 – Próteses Unicompartmentais**

#### **Prótese Fêmoro-patelar**

Aplicadas quando o dano está presente somente na articulação fêmoro-patelar. É formada por um componente femoral metálico fixado na curvatura intercondilar, e um componente polimérico fixado com cimento na patela, na região posterior. Não devem ser utilizadas em joelhos com desvios de forma e somente retardam a necessidade de uma artroplastia total de joelho (SILVA, 2010).

#### **Prótese Fêmoro-Tibial**

A primeira cirurgia utilizando este modelo de prótese foi feita por McKeever, 1952, mas somente em 1960 foi difundida por Marmor, em 1960 (MOZELLA, 2014).

Quando dois componentes são utilizados, o componente femoral é metálico e o tibial é polimérico. Quando são 03, o componente de interposição é polimérico e os componentes femoral e tibial são metálicos. Não devem ser utilizadas quando a artrite é reumatóide pela possibilidade de atingir as outras regiões da articulação rapidamente (PÉCORRA, 2012; SILVA, 2010; CAMARGO, 2008).

Um modelo de prótese unicompartmental utilizado em artroplastias de joelho é mostrado na Figura 7. Este tipo de prótese é utilizado quando a artrose atinge somente um dos côndilos, provocando deformidades em varo, ou por consequência de traumas. É mais indicada quando a artrose atinge o côndilo femoral medial ou tibial medial, pois os componentes, de acordo com a literatura, não têm um projeto específico (PÉCORRA, 2012; MOZELLA, 2014).

**Figura 7** – Prótese unicompartmental de joelho.



Fonte: MOZELLA, 2014.

### 2.3.2 – Próteses Totais ou Bicompartimentais

#### Prótese com Componente de Polietileno Móvel

As próteses com componente de polietileno móvel são compostas por dois componentes metálicos, o femoral e o tibial, e pelo componente polimérico que pode se movimentar e tenta imitar o comportamento do menisco natural. Permitem reduzir o desgaste e a deformação do componente polimérico. Possuem uma articulação entre o componente femoral e a superfície superior do componente polimérico e uma entre o componente tibial e a face inferior do polimérico (SILVA, 2010).

Um exemplo de prótese com o componente polimérico móvel é mostrado na Figura 8.

**Figura 8** – Prótese total de polietileno móvel.



Fonte: COBRA, 2009.

O polietileno móvel permite o auto-alinhamento rotacional da prótese permitindo que erros de posicionamento causados no procedimento cirúrgico não influenciassem no implante e criando uma área de contato com 1000 mm<sup>2</sup>, que é maior do que quando o polietileno é fixo. Este tipo de implante, porém, é mais caro e é mais indicado para pacientes com menor idade, por apresentarem possibilidade de maior duração, tardando a cirurgia de revisão (COBRA, 2009).

### **Prótese de Restrição Varo-Valgo**

Não necessariamente possuem uma ligação rígida entre os componentes tibial e femoral, têm elevada constrição condilar. O componente polimérico possui uma elevação na parte central que se encaixa no componente femoral para limitar o movimento lateral da prótese. Algumas vezes, há um pino metálico, geralmente aço, para aumento da resistência mecânica.

Embora sejam utilizadas, quando já se espera esforço elevado em varo e valgo, as próteses de charneira (dobradiças) devem ser utilizadas. Como principal desvantagem esta a necessidade de grande remoção óssea, que conforme dito anteriormente, dificulta a substituição da prótese, caso seja necessária (SILVA, 2010). A prótese em dobradiça é mostrada na Figura 9.



**Figura 9** – Prótese em dobradiça.



Fonte: FONSECA, 2006.

### **Próteses Totais de Deslizamento de prato Fixo Pósterio-estabilizadas**

As próteses totais de deslizamento de prato fixo necessitam ser implantadas depois da supressão dos ligamentos cruzados. O componente polimérico tem uma elevação em forma de came para impedir o recuo da tíbia e permite o movimento do componente femoral de rollback durante a flexão, substituindo o ligamento cruzado posterior.

Aumentam a amplitude de flexão, impedem a sobreposição de tecidos moles na região posterior da articulação e aumentam a capacidade de força do quadríceps para flexão elevada. A retirada do ligamento cruzado posterior evita que ele fique flácido ao longo do período de implante e desestabilize a articulação (SILVA, 2010). A área de contato femorotibial neste tipo de implante é aproximadamente 200 mm<sup>2</sup> (COBRA, 2009). Um modelo das próteses totais de deslizamento de prato fixo pósterio-estabilizadas é mostrada na Figura 10.

**Figura 10** – Prótese total de deslizamento.



Fonte: AMATO, 2012.

O tipo de prótese selecionado para cada caso depende da familiaridade do cirurgião com a técnica empregada e do tipo de lesão sofrida pela articulação, mas a economia óssea é

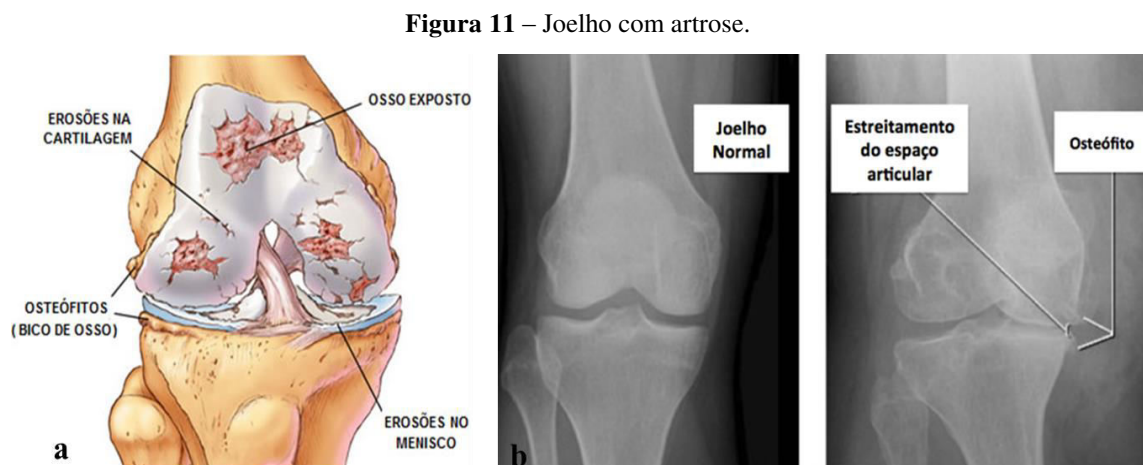
fator importante, por possibilitar um procedimento mais simples e possibilitar uma cirurgia de revisão menos invasiva (SILVA, 2010; CAMARGO, 2008).

#### 2.4 – Artrose

A artrose é uma doença reumática, degenerativa, que afeta a articulações do corpo, impondo limites nas atividades das pessoas, causa dor, rigidez e inchaço local. Segundo o Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (Into), a artrose representava, em 2013, 57 da demanda de cirurgias de quadril e joelho, 8900 pacientes. É a mais comum doença articular e progride na medida em que o desgaste da cartilagem acontece. (PORTAL BRASIL, h; KAEMPF).

A doença apresenta como sintoma principal inicial a dor ao se levantar e no início das atividades e ela tende a diminuir com a continuidade do movimento. À medida que progride, a artrose causa dor durante o movimento e mesmo quando do repouso do paciente. Pode causar a perda dos movimentos pelo enrijecimento da articulação (PORTAL BRASIL, i). O joelho é a articulação mais sujeita à artrose, somente atrás das articulações da coluna vertebral.

A cartilagem danificada pela artrose é mostrada pela ilustração da Figura 11, retirada das páginas do Dr. César A. Martins e Dr. Guilherme Gracitelli, que também apresenta como a artrose é identificada por radiografia, através da percepção do estreitamento da distância entre as diáfises do fêmur e da tíbia.



Fonte: DR. GUILHERME GRACITELLI, 2014, acessado em 20 de março de 2015; DR. CÉSAR A. MARTINS, acessado em 16 de fevereiro de 2016.

Embora a artrose tenha maior incidência em pessoas acima dos 60 anos e quase 80% dos idosos com idade igual ou superior a 75 anos, atletas que praticam esportes com alta intensidade e obesos, mesmo mais jovens podem desenvolver a doença, principalmente nos

joelhos e quadril por sobrecarga nas articulações. Mulheres apresentam o dobro de chances de sofrer artrose em relação a homens e para mulheres negras, esta proporção aumenta ainda mais, embora não se possa dizer a causa da variação (PORTAL BRASIL, i; KAEMPF, AAOS, b).

Pessoas jovens não estão livres de sofrer com doenças como a artrose, a maior causa de cirurgias é a fratura dos ossos, responsáveis por absorver impactos oriundos das atividades físicas ou acidentes. A fratura dos ossos ocorre quando há sobrecarga causada por impacto, por fragilidade ou por fadiga. O primeiro caso é exemplificado por um acidente, uma queda. O segundo, quando a repetição da carga excede a capacidade de remodelar do osso. Esportistas são recorrentes neste tipo de evento, como jogadores de basquete ou voleibol. (HUSTON, 2009). A quantidade de traumas e torções é diretamente ligada ao aumento da prática de esportes. Os principais componentes da articulação lesionados são o menisco, a cartilagem e os ligamentos do joelho (COSTA, 2015).

Segundo o Into, o número de pacientes mais jovens com artrose vem crescendo, ao longo dos anos e pode indicar que a população está desenvolvendo a doença mais cedo ou que não procurava recursos antes (PORTAL BRASIL, i).

A fragilidade dos ossos está ligada à osteoporose (formação de poros nos ossos) que acontece quando há a perda de minerais. A diminuição de minerais causa a fragilidade e a mudança de geometria dos ossos. Esta doença ataca principalmente ossos grandes como o fêmur e esta ligada ao sedentarismo e ao envelhecimento. (HUSTON, 2009).

## **2.5 – Biomateriais**

São considerados biomateriais quaisquer materiais capazes de substituir partes ou funções do corpo de forma segura e confiável, sem causar danos ao organismo. Pode-se dizer que todos os materiais de engenharia, sejam eles cerâmicos, metálicos ou poliméricos, podem ser utilizados como biomaterial, desde que cumpridas determinadas exigências, como ser materiais esterilizáveis e com capacidade de mimetizar características do elemento substituído ou auxiliar o funcionamento orgânico. Os biomateriais podem ter origem natural ou sintética, em estado sólido, líquido ou em gel. Válvulas de coração suínas podem ser consideradas como biomateriais, assim como os materiais utilizados em seringas ou cateteres.

Há registros encontrados no Egito, 2000 a.C., de suturas com linho e couro e, na Europa, durante a Idade Média, de intestinos de gatos,

assim como dentes de ouro produzidos pelos chineses, astecas e romanos, há mais de 2000 anos (RATNER, 1996) além de dentes de conchas usados pelos maias (600 a. C.) e de ferro pelos franceses (200 a. C.), com evidências de osseointegração bem sucedida (PIRES, 2015).

Embora o uso de biomateriais seja antigo, o termo “biomaterial” somente se popularizou depois dos anos 1960, após os simpósios de biomateriais da Universidade de Clemson, na Carolina do Sul entre o fim de 1960 e início da década de 1970 (RATNER, 1996).

Os biomateriais podem ser classificados como: biotoleráveis, bioinertes, bioabsorvíveis e bioativos (GOMES, 2010; BIOFABRIS).

*Biotoleráveis:* provocam reação orgânica de encapsulamento fibroso, onde é possível notar a presença de macrófagos e células fagocitárias dominando o quadro histológico. São implantes separados do osso adjacente por uma camada de tecido mole ao longo da interface. A camada formada pela liberação de monômeros e íons é produto de corrosão do material implantado. Praticamente todos os polímeros sintéticos e a grande maioria dos metais se enquadram nesta categoria.

*Bioinertes:* têm mínima interação biológica com os tecidos adjacentes e a presença do tecido fibroso é, muitas vezes, reduzida. Têm contato com o tecido ósseo, ocorrendo participação na osteogênese, no entanto, não ocorre nenhuma reação química entre o tecido e o implante. Não há liberação de componentes pela prótese em quantidade perceptível pelas células. Alumina, zircônia, tântalo, nióbio, titânio e carbono são exemplos de materiais bioinertes.

*Bioativos:* interagem diretamente com o organismo. Incorporam-se aos tecidos adjacentes sem a formação de membrana de interface, por meio de verdadeiras ligações químicas. Essa interação interfere na osteogênese. A parte mineral do tecido ósseo se liga ao implante quimicamente e promove a osteocondução. A hidroxiapatita é classificada como bioativa.

*Bioabsorvíveis ou reabsorvíveis ou biorreabsorvíveis:* são os materiais que após um tempo variável de atividade são degradados, solubilizados e/ou fagocitados pelo organismo. São interessantes quando a cirurgia de retirada do implante é desaconselhável. São exemplos o fosfato trecálcico (TCP) e o poli – L – ácido láctico (PLLA).

Pode-se também classificar os materiais segundo as suas propriedades biológicas, observadas as reações que acarretam nas células com que fazem contato (PIRES, 2015):

*Biomateriais tóxicos:* causam a morte das células que envolvem o implante;

*Biomateriais não tóxicos:* considerados parcialmente bioinertes, criam uma camada de tecido fibroso para separá-los do tecido vizinho;

*Biomateriais não tóxicos e bioativos:* promovem o reconhecimento biológico por características adesivas similares às características dos polissacarídeos regulatórios. Podem também se transformar *in situ*.

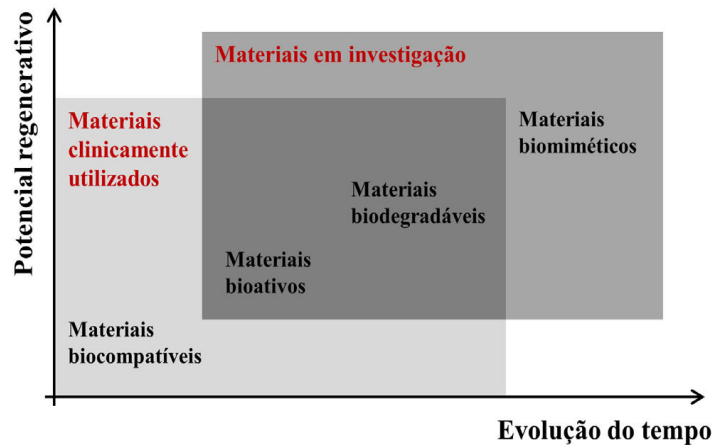
*Biomateriais não tóxicos e degradáveis:* possibilitam que células saudáveis de tecidos circunvizinhos ou presentes neles cresçam e substituam a matriz que vai se degradando aos poucos.

A condição básica para sua utilização é que possibilitem e sejam esterilizados (FERREIRA, 2007; PASSOS, 2011). Entre as diversas formas de esterilização, está a irradiação com raios gama.

A evolução no estudo dos biomateriais, porém, teve início a partir do século XIX. Antes os implantes eram realizados baseados em tentativa e erro. Depois, houve a preocupação com os materiais, em especial com os bioinertes; passando para materiais que pudessem interagir com os tecidos a sua volta e, mais recentemente, aos que oferecem a possibilidade de serem decompostos ou fagocitados. Por último, o foco tem sido os materiais capazes de mimetizar o tecido substituído, auxiliando na sua recuperação, com estímulos a nível celular. Essa evolução é mostrada na Figura 12 (PIRES, 2015).

Para que um novo biomaterial seja utilizado, um longo processo de pesquisa é realizado. Assim como a apresentação de novos dispositivos voltados para outras tecnologias, é preciso que uma necessidade seja percebida e compreendida. O projeto e seleção de materiais e técnicas de fabricação vêm em seguida, quando é investigado se as características e propriedades do material são adequadas. A fabricação e testes *in vitro* e *in vivo* antecede os testes finais e mesmo depois de regulamentado, o novo dispositivo biomaterial é acompanhado por pesquisas posteriores para avaliação em longo prazo. (PIRES, 2015; RATNER, 1996).

**Figura 12** – Evolução da funcionalidade e da capacidade regenerativa dos biomateriais ao longo de seu desenvolvimento



Fonte: PIRES, 2015.

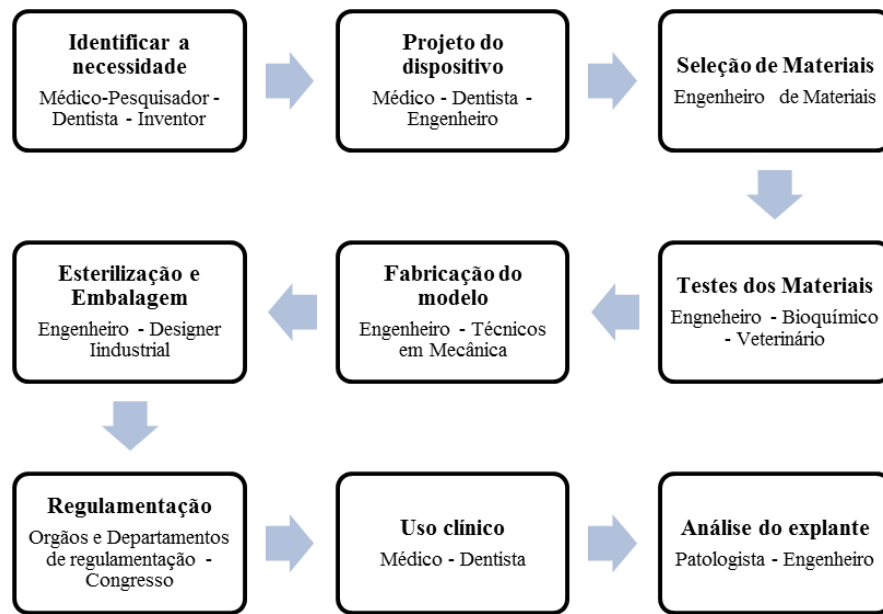
Não é possível definir características específicas para os biomateriais, já que elas dependem da função que o material irá exercer, mas é possível sempre associá-las à biocompatibilidade, observando as atividades celulares da região para a qual o material é desenvolvido, buscando também baixo custo e fabricação simplificada. Para as próteses ortopédicas, podemos citar a resistência à tração e a resistência à compressão, além da resistência à flexocompressão, nas próteses de joelho, como propriedades importantes a serem consideradas junto ao módulo de elasticidade (E). Características físicas, como forma e rugosidade são importantes também.

Em todas as etapas, profissionais de diversas áreas de conhecimento são necessários para que se obtenha o melhor resultado possível. Dentistas, médicos, engenheiros, químicos e físicos são alguns dos profissionais envolvidos no desenvolvimento de biomateriais (RATNER, 1996; PIRES, 2015).

Quanto ao mercado mundial de biomateriais, este é expressivo tanto em relação ao número de unidades quanto à movimentação financeira. PIRES (2015) cita a análise do mercado baseada em dois critérios. Um refere-se aos tipos de compostos dos biomateriais, como cerâmicas, metais ou materiais de origem natural. O outro se refere à aplicação do biomaterial; se é usado na ortopedia, oftalmologia ou engenharia de tecidos, por exemplo. Este critério também considera sistemas de liberação de drogas e para cirurgia bariátrica.

Na Figura 13, são mostradas as etapas do desenvolvimento de um biomaterial e os profissionais envolvidos em cada uma delas.

**Figura 13** – Etapas e profissionais envolvidos no processo de fabricação de biomateriais.



Fonte: Adaptado de RATNER, 1996.

A expansão do mercado de biomateriais é significativa ao longo dos anos. Os biomateriais movimentaram US\$ 25.6 bilhões mundialmente em 2008, distribuídos entre USA (43%), Europa (33%), Ásia (3%), Brasil (2%) e o restante nas demais partes do mundo. Em 2012, foram US\$ 44 bilhões e há previsões para que em 2017, o mercado de biomateriais movimente US\$ 88.4 bilhões de dólares. A taxa esperada de crescimento é de 22,1% ao ano com liderança da América do Norte, Europa e Ásia. O segmento de maior venda mundial é o de implantes ortopédicos, com perspectiva de atingir US\$ 57.9 bilhões em 2016. (PIRES, 2015).

Os biomateriais metálicos dominam o mercado mundial, representando cerca de 50% da produção e venda. No Brasil, em 2010, o mercado de biomateriais movimentou US\$ 690 milhões de dólares e espera-se que tenha alcançado os US\$ 1,7 bilhão em 2015. O segmento de produtos ortopédicos é responsável pelo maior movimento econômico, com 37,5% de total em 2009, com os biomateriais para uso cardiovascular em segundo lugar (PIRES, 2015).

### **Biocompatibilidade**

O termo biocompatibilidade se refere à capacidade que o material possui de não causar resposta de inflamação crônica e/ou aguda e não impede a diferenciação adequada dos tecidos circunvizinhos ao implante. Esta definição de Williams, em 1987 é válida até os dias atuais e implica que a biocompatibilidade é relativa e dependente da aplicação do implante (RATNER, 1996).

Devido às varias situações em que o biomaterial pode ser utilizado, os termos utilizados para classificá-los de acordo com sua interação com os tecidos vizinhos (bioinertes, biotoleráveis, etc.) podem descrever melhor as características esperadas do material (RATNER, 1996).

As respostas celulares ao material implantado interferem diretamente no grau de biocompatibilidade. As células reagem com a camada de proteínas formada sobre o material e essa reação determina se ele é biocompatível ou não (RATNER, 1996). Partículas de pequeno tamanho molecular são rejeitadas pelos anticorpos, enquanto partículas maiores são causas de inflamação ao redor de si (BROWN, 2005).

## **2.6 – Biomateriais Utilizados na Fabricação das Próteses Totais de Joelho**

Em 1860, o cirurgião francês Verneuil dispôs a ideia de interpor tecidos moles depois da ressecção das extremidades ósseas e para evitar a volta da ancilose. Thomas Gluck, em 1890 realizou artroplastias usando marfim como componente femoral (SILVA, 2010; PÉCORA, 2012).

Até a primeira metade do século XXI, foram utilizados materiais biológicos e sintéticos na interposição das superfícies articulares do joelho. Em 1913 e 1928, Jonh B. Murphy e Albee sugeriram o uso de fásia lata e gordura, que foi padronizada em 1921 por Putti. Em 1918, William Stevenson Baer utilizou bexiga de porco embebida em cromato de potássio, apresentando sucesso em 54% dos casos. Campbell em, 1921, sugeriu a bolsa pré-patelar. Mais recentemente, Samson utilizou em 1949, o celofane, em 1950, Kuhns & Porter usaram membranas de náilon e em 1958, McGaw e Shaw realizaram a interposição com pele com resultados excelentes (SILVA, 2010; PÉCORA, 2012).

A utilização de tecidos moles, como os citados anteriormente, causava infecções e depois de algum tempo, impediam o movimento na articulação. Em 1949, Speed e Trout afirmam que a fásia lata causa resultados imprevisíveis, dizendo ser preferível um joelho rígido a uma cirurgia cheia de incertezas (SILVA, 2010; PÉCORA, 2012).

Em 1938, a Howmedica registrou o Vitallium, liga de cromo-cobalto, primeiramente usada por Venables e Stuck também em 1938 que oferecia excelente resistência à corrosão e ao desgaste. É a partir desta data que o desenvolvimento e utilização dos materiais metálicos para próteses ortopédicas foi iniciado, substituindo a artroplastia de interposição (SILVA, 2010).



Em 1940, Willis Campbell realiza artroplastias com placas de ouro e prata interpostas, mas a técnica não foi bem aceita e acabou rejeitada no século XX. Em 1939, Willis Campbell e Smith-Petersen utilizaram placas de Vitallium em artroplastias de interposição, após relatos da utilização da liga em artroplastias totais de quadril. Campbell sugere a utilização de placas metálicas na tíbia.

Consideram-se três gerações de biomateriais. A primeira focava principalmente a eficiência, com materiais inertes como o ouro, marfim, vidro, madeira e o polimetilmetacrilato. O design, por outro lado, não era, ainda, objeto de exploração. Esta geração tem início no começo dos anos 1960, com a primeira cirurgia de quadril em 1961.

Iniciada nos anos 1970, a segunda geração empregou materiais com maior grau de engenharia. As experiências da primeira geração foram complementadas com novos avanços da medicina, engenharia e ciência dos materiais. Nesta fase, surgiram as ligas de titânio (Ti) e cobalto – cromo – molibdênio (Co-Cr-Mo) (SANDINOX, BIOMATERIAIS, 2011).

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. A biomimética é considerada e estudada pelo fato de a própria natureza possuir, em seus elementos biológicos, diferentes formas de adaptação às mais variadas necessidades.

A engenharia de tecidos estuda e possibilita a criação de estruturas biodegradáveis no formato do tecido desejado, com espaço para a introdução de células que se multiplicam em condições propícias. Em período adequado, a estrutura é desfeita e as células tomam o formato do tecido, que é, então, implantado (BIOMATERIAIS, 2011).

### **2.6.1 – Polímeros como biomateriais**

Polímeros são amplamente encontrados na natureza, têm sua formação natural. A madeira, o algodão e a seda são exemplos de polímeros naturais. 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 polivinilina (PVC) e o polietileno (PE), foram desenvolvidos. Normalmente são compostos basicamente de carbono, hidrogênio e elementos não metálicos (CALLISTER, 2007) Os polímeros sintéticos têm custo de fabricação relativamente baixo e podem ser produzidos de maneira a apresentarem

comportamento mecânico semelhante ao de metais e cerâmicos, o que torna o produto final mais barato.

É chamado polímero todo material, seja inorgânico ou orgânico, natural ou sintético, que tem a estrutura molecular composta da repetição de pequenas unidades (ROCHA, 2006). A palavra polímero vem do grego e significa muitas (poli) partes (mero) e foi inventada por Jons Jakob Berzelius em 1827. Um mero é uma micromolécula com função de composto químico que pode, eventualmente, reagir e formar polímeros (FERREIRA, 2007) e é a unidade que se repete. Uma molécula formada por um único mero é chamada de monômero.

Os polímeros são largamente utilizados na área médica e odontológica por oferecerem fácil fabricação e conformabilidade, além de baixo custo de fabricação e possibilidade de substituição de outros materiais, como o cerâmico e o metálico, mais trabalhosos de se obter. Algumas utilizações estão mostradas na Tabela 01.

**Tabela 1 – Utilização de biomateriais poliméricos.**

| <b>Utilização de biomateriais poliméricos</b> |  |  |
|---|--|--|
| <b>Área</b>                                   | <b>Polímero</b>                          | <b>Aplicação</b>   |
| Odontológica                                  | Poli (metacrilato de metila)             | Enchimento de materiais  |
|   | Poliamida                                | Adesão e integração de tecidos.  |
| Oftalmológica                                 | Celulose                                 | Lágrimas artificiais   |
| Encapsulamento                                | Hidrogel                                 | Encapsulamento de células, proteínas, enzimas e organismos bioartificiais. |
| Liberação de drogas                           | Hidrogel                                 | Facilitação da absorção de drogas.   |
|   | Membranas poliméricas                    |  |
| Ortopédica                                    | Poli (metacrilato de metila)             | Cimento ósseo, substituição de cartilagens e ossos.                        |
|   | Poli (ácido láctico)                     |  |
|   | Poli (ácido glicólico)                   | Próteses de quadril e joelho.  |
|   | Polietileno de ultra alto peso molecular |  |

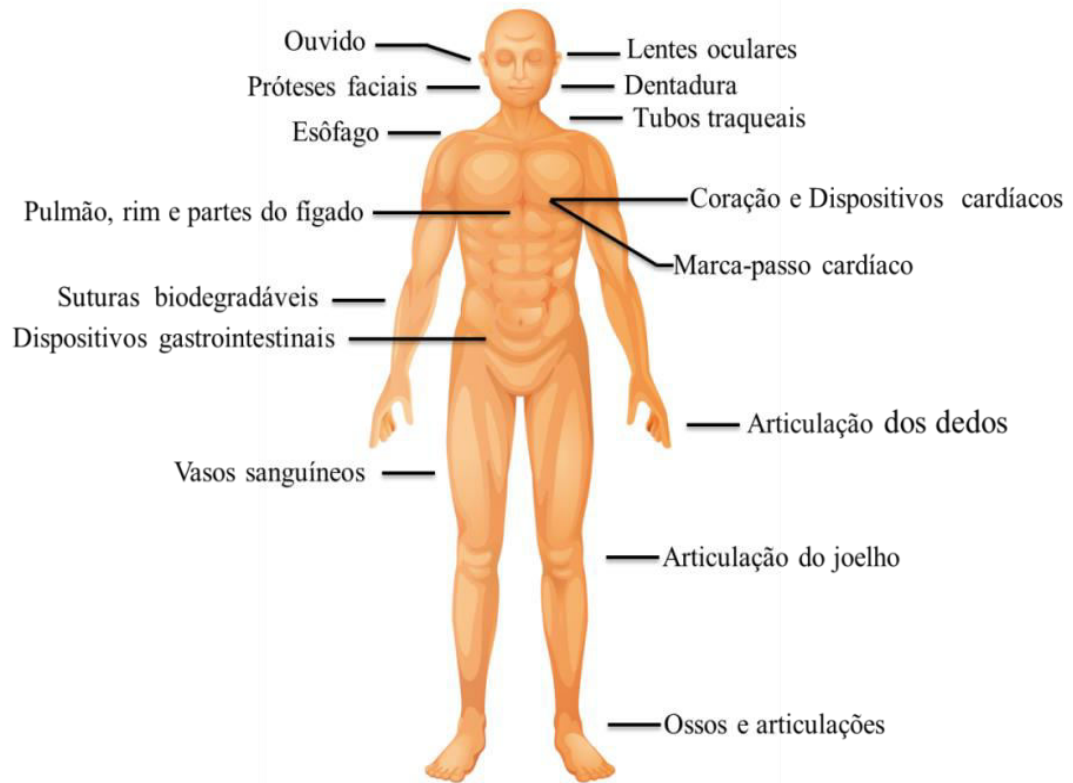
Fonte: FERREIRA, 2007; PARK, 2007.

Materiais poliméricos são classificados de acordo com sua estrutura química, processo de fabricação, número de meros, origem, comportamento mecânico, solubilidade e pelo tamanho das cadeias, que está relacionado ao peso molecular, entre outras classificações (SILVA, 2003; CALLISTER, 2007). O peso molecular é a soma dos pesos dos átomos das moléculas que compõe o polímero, e varia normalmente entre  $10^3$  e  $10^6$  g/mol. Propriedades mecânicas, grau de cristalinidade e densidade são algumas das características afetadas pelo

peso molecular (FERREIRA, 2007). Quanto maior o peso molecular, maior o ponto de fusão do material.

Na Figura 14, são mostradas partes do corpo humano onde polímeros são utilizados.

**Figura 14** – Utilização usual de biomateriais poliméricos.



Fonte: Adaptado de RATNER, 1996.

O poli (cloreto de vinila) é um dos mais usados na confecção de dispositivos médicos. Abrange aproximadamente 40% de todos os polímeros com esta finalidade (PIRES, 2015).

A forma de degradação dos polímeros deve ser analisada e tem grande importância na seleção da sua aplicação, uma vez que desta forma é possível estimar a durabilidade do material durante a utilização *in vivo* e observar as mudanças de propriedades mecânicas e químicas, caso ocorram, que possam alterar a funcionalidade do material. Desta forma, análises sobre seus resíduos também podem ser feitas para descobrir uma possível citotoxicidade existente (PIRES, 2015), prezando a segurança do paciente.

Os polímeros mais utilizados e suas aplicações principais estão na Tabela 2.

**Tabela 2** – Polímeros utilizados no corpo humano.

| <b>Polímeros utilizados no corpo humano</b>       |                       |   |
|---|-----------------------|---|
| <b>Polímero</b>                                   | <b>Área</b>           | <b>Aplicação</b>  |
| Acrílico  | Médica – Odontológica | Ouvido e dispositivos auriculares, dentaduras, implantes, adesivos, implantes faciais, implantes faciais, ossos.  |
| Polietileno                                       | Médica                | Ouvido e dispositivos auriculares, segmentos do esôfago.  |
| Silicone  | Médica                | Ouvido e dispositivos auriculares, tubos traqueais, dispositivos cardíacos, dispositivos gastrointestinais, articulações dos dedos, ossos.  |
| Cloreto de Polivilina (PVC)                       | Médica                | Ouvido e dispositivos auriculares, implantes faciais, dispositivos cardíacos, dispositivos para pulmão, rins e fígado, segmentos do esôfago, vasos sanguíneos, dispositivos gastrointestinais |
| Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) | Medica – Odontológica | Implantes dentários, articulações e ossos.  |
| Epóxi   | Odontológica          | Implantes dentários.  |
| Poliuretano (PUR)                                 | Médica                | Implantes faciais, suturas biodegradáveis, ossos e articulações.  |
| Nylon   | Médica                | Tubos traqueais, dispositivos, gastrointestinais, ossos.  |
| Poliéster   | Médica                | Dispositivos cardíacos , marca-passo, dispositivos para pulmão, rins e fígado, vasos sanguíneos   |
| Acetal?!  | Médica                | Marca-passo cardíaco,   |
| Poli aldeído                                      | Médica                | Dispositivos para pulmão, rins e fígado.  |
| Polipropileno (PP)                                | Médica                | Segmentos do esôfago, ossos e articulações.   |

Fonte: Adaptado de FERREIRA, 2007; RATNER, 1996.

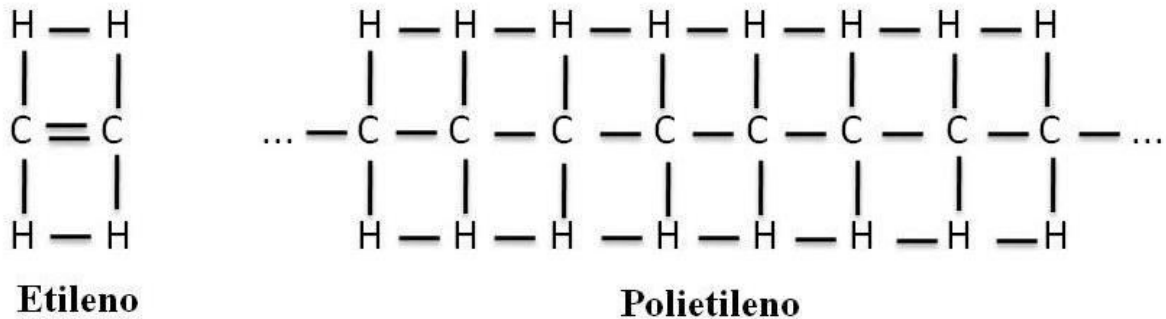
### **Polietileno**

O polietileno é um polímero de cadeias simples, longas e pouco ou nada ramificadas, com aplicações diversas, devido à sua versatilidade. Seja na vida diária, como em embalagens de alimentos ou em aplicações mais sofisticadas, como parte de conjuntos ortopédicos.

O polietileno é um material semicristalino, flexível, inerte a quase todos os produtos químicos e tem suas propriedades fortemente alteradas pelas proporções das fases cristalinas e amorfas (COUTINHO, 2003). É um homopolímero e tem cadeias lineares, fatores que facilitam a cristalização dos polímeros. Polímeros cristalinos são geralmente mais fortes e resistentes à dissolução e ao calor. Estas características tornam o polietileno um material com

grandes aplicações na engenharia e no dia-a-dia (CALLISTER, 2007). A molécula de polietileno é representada Figura 15.

**Figura 15** – Molécula de Polietileno.



Fonte: Elaborado pela autora, 2016.

De acordo com COUTINHO (2003), há vários tipos de polietileno:

*Polietileno de baixa densidade (LDPE)*, que é um polímero com cristalinidade entre 50 – 60% e temperatura de fusão que varia entre 110 a 115°C. É ramificado e suas ramificações podem ser tão longas quanto a cadeia principal do PE.

*Polietileno de alta densidade (HDPE)* tem cristalinidade acima de 90%, é linear, com baixo teor de ramificações e tem temperatura de fusão na casa dos 132°C.

*Polietileno linear de baixa densidade (LLDPE)* tem temperatura de fusão próxima a 120°C, densidade de 0,92 g/cm<sup>3</sup>. É um copolímero, formado pelo etileno e 1 -propeno, ou 1-buteno, ou 1-hexeno ou 1-octeno. Tem poucas e curtas ramificações.

*Polietileno de ultra baixa densidade (ULDPE)* é um polietileno com densidade igual a 0,865g/cm<sup>3</sup>. É um copolímero com comonômeros  $\alpha$ -olefinicos, adicionado a polietilenos homopolímeros. Seu ponto de fusão varia entre 70 e 130°C.

*Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE)* que será descrito com maiores detalhes adiante.

### **Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular**

O polietileno de ultra alto peso molecular tem cadeias essencialmente lineares e peso molecular viscosimétrico da ordem de  $3 \times 10^6$  (g/mol). Tem temperatura de transição vítrea entre 100 – 125°C e temperatura de fusão de 135°C. É branco, opaco e sua cristalinidade é de aproximadamente 45%.

O UHMWPE tem excelentes propriedades mecânicas, como resistência à abrasão maior que a dos outros termoplásticos, à corrosão, baixo coeficiente de atrito, boa resistência à fadiga e ao impacto. Essas características são associadas às longas cadeias, sem ramificações, aliadas à alta densidade, que possibilitam menor reação à oxidação.

Usado em vários ambientes, o UHMWPE tem reconhecido valor como recobrimento de superfícies que sofrem com desgaste abrasivo, como em caçambas de caminhões em mineradora e olarias, além de ser biocompatível e, desde 1960, é aplicado em implantes ortopédicos, sendo considerado o material preferido para a interposição nas próteses utilizadas nas artroplastias. A elevada biocompatibilidade, aliada a excelente resistência ao desgaste e baixo coeficiente de atrito, estimado em 0,044 quando em contato com o metal, fazem do UHMWPE excelente para a função (ROCHA, 2006; PÉCORRA, 2012; JAHAN, 2016).

O peso molecular do UHMWPE pode chegar a 10 milhões de gramas por mol e suas cadeias podem ser 30 vezes maiores que os outros polímeros. Por ter fluidez inferior a 0,1 g/10min. (190°C e 21,6 Kg), os processos de extrusão, injeção e sopro não são realizados com o UHMWPE. O método empregado para o seu processamento é o de moldagem por compressão, formando tarugos semiacabados em forma de chapas ou tarugos, para posterior usinagem e acabamento (COUTINHO, 2003; FARIAS, 2007; PARK, 2007). A sinterização do material com pressão e temperatura elevadas também permite a fabricação dos componentes protéticos. É considerado um polímero termocurado (BROWN, 2005).

O processo de fabricação, normalmente moldagem por injeção, influencia diretamente as propriedades dos componentes protéticos feitos de UHMWPE. Temperaturas baixas ou muito superiores à temperatura adequada podem causar diminuição das propriedades e aumento da taxa de desgaste (SRINIVASAN, 2013).

Apesar das excelentes propriedades, o desgaste do UHMWPE em contato com os materiais mais duros do componente femoral ainda é um dos maiores fatores responsáveis pela falha dos conjuntos protéticos. Os debris liberados podem levar à soltura do implante, causada pela inflamação dos tecidos que circundam a prótese. Os debris também podem causar a necrose das células nos tecidos vizinhos.

Na Tabela 3, adaptada de COUTINHO (2003), é possível comparar as características do UHMWPE com as dos outros polietilenos.

**Tabela 3** – Propriedades do UHMWPE e demais polietilenos.

| Propriedades   | Densidade dos PE's |                 |                 | UHMWPE          |
|--|--------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
|  | Baixa              | Média           | Alta            |                 |
| <b>Físicas</b>   |                    |                 |                 |                 |
| Densidade (g/cm <sup>3</sup> )                                       | 0,910-0,925        | 0,926-<br>0,940 | 0,941-<br>0,965 | 0,928-<br>0,941 |
| Absorção de água 24 horas, 03 mm de espessura (%)                    | < 0,01             | < 0,01          | < 0,01          | < 0,01          |
| <b>Mecânicas</b>   |                    |                 |                 |                 |
| Resistência à tração (10 <sup>2</sup> Kgf/cm <sup>2</sup> )          | 0,4-1,4            | 0,8-2,4         | 2,1-3,8         | 2,8-4,2         |
| Alongamento na ruptura (%)   | 90/800             | 50/600          | 20/1000         | 200/500         |
| Modulo de flexão (10 <sup>4</sup> Kgf/cm <sup>2</sup> )              | 0,06-0,5           | 0,5-1,0         | 0,7-1,5         | 0,7-1,2         |
| Dureza Rockwell R  | 10                 | 15              | 65              | 67              |
| Resistência ao impacto (Kg)  | Não quebra         | -               | -               | Não quebra      |
| <b>Térmicas</b>  |                    |                 |                 |                 |
| Condutividade térmica (10 <sup>-4</sup> cal/s cm <sup>2</sup> °C/cm) | 8,0                | 8,0-10,0        | 11,0-12,4       | 11,0            |
| Expansão térmica linear (10 <sup>-5</sup> cm/°C)                     | 20                 | 15              | 14              | 15              |
| Temperatura de deflexão (°C)   | 32-42              | 42-50           | 45-55           | 50              |
| <b>Ópticas</b>   |                    |                 |                 |                 |
| Índice de refração   | 1,51               | 1,52            | 1,52            | -               |
| Transmitância (%)  | 4-50               | 40-50           | 10-50           | -               |

Fonte: Adaptado de COUTINHO, 2003.

O UHMWPE sofre processo de radiação para que seja esterilizado, porém nos últimos anos, este processo é usado também para poder gerar uma estrutura reticulada que oferece menores taxas de desgaste. Entretanto, a cristalinidade do UHMWPE reticulado é menor do que a do UHMWPE convencional (ROCHA, 2006; PARK, 2007).

A menor cristalinidade do polímero leva à fragilidade ao impacto, além de comprometer a resistência à fadiga e a ductilidade (ROCHA, 2006; JAHAN, 2016; PARK, 2007). A radiação elevada no UHMWPE pode levar à degradação e, embora tenha boa influência no desgaste pode gerar outros mecanismos de falha do conjunto protético, por fragilizar o material.

Estudos mostram que o polietileno altamente reticulado (HXLPE) apresenta taxas de desgaste muito inferiores às taxas do polietileno de ultra alto peso molecular, apresentando valores 23% a 95% menores, em períodos médios de 5 anos, permitindo inferir que a redução das propriedades mecânicas não é grande de forma a invalidar a aplicação deste material.

Estas pesquisas, porém, não foram realizadas com conjuntos implantados por períodos mais longos e o material (SRHINIVASAN, 2013, KURTZ, 2011).

Outros polímeros estão em estudo para que possam tornar-se opções de polímeros utilizados em próteses ortopédicas. Eles apresentam boa resistência ao desgaste e baixo coeficiente de atrito. Podem, além disto, resistir melhor à radiação. O PCU (Policarbonato uretano), já com vários estudos sobre suas propriedades, apresenta lubrificação mais fácil e menores coeficientes de atrito que o UHMWPE. O PEEK (Poli-éter-éter-cetona) é outro polímero considerado bom material para implantes ortopédicos por apresentar excelentes propriedades de superfície e propriedades mecânicas, porém estudos com esta finalidade são mais recentes (JAHAN, 2016).

O principal mecanismo gerador de partículas de desgaste no UHMWPE em próteses de joelho é a fratura por fadiga, que causa a delaminação da superfície. O movimento do membro inferior causa forças de tração e compressão na subsuperfície, levando à fadiga do material (ROCHA, 2006).

Fatores como o alinhamento entre o componente femoral e o polímero, o peso do paciente influenciam a taxa de desgaste e a formação dos *debris*, como dito anteriormente, mas, a homogeneidade e a massa molar do UHMWPE também interferem na forma e no período gasto para a deformação ou desgaste (ROCHA, 2006).

O tamanho das partículas liberadas pelo UHMWPE é dado importante para a análise do comportamento do polímero e do conjunto protético, isto porque partículas grandes (diâmetro de 10  $\mu\text{m}$  a 100 $\mu\text{m}$ ) são absorvidas por células grandes, enquanto as partículas pequenas são fagocitadas por macrófagos que podem causar a infecção e/ou inflamação dos tecidos (ROCHA, 2006). O UHMWPE reticulado tem *debris* menores que aqueles encontrados no UHMWPE convencional.

Ainda que a redução do número e do tamanho dos *debris* poliméricos sejam motivos de vários trabalhos e estudos, INGHAM e FISHER demonstraram que a quantidade de desgaste não é o fator determinante para a reação do organismo em relação aos *debris*, e sim a quantidade de desgaste dentro de um tamanho crítico necessário para a ativação dos macrófagos. Este tamanho crítico varia entre 0,2  $\mu\text{m}$  e 0,8  $\mu\text{m}$  (ROCHA, 2006).



## 2.6.2 – Metais como biomateriais

### Liga Co-Cr-Mo

Estudadas em princípio por Elwood Haynes, no início do século XX, as ligas de cobalto têm grande aplicabilidade na engenharia e foram primeiramente desenvolvidas a partir de sistemas ternários de tungstênio-cobalto-cromo e cobalto-cromo-molibdênio. Haynes descobriu que a liga cobalto-cromo é inoxidável e pelo seu brilho batizou-a de Stellite, palavra em latim que significa estrela (NETO 2014; MEDLIN, 2004).

O cobalto é um elemento metálico de número atômico igual a 27 e densidade de 8,8 g/cm<sup>3</sup>, está localizado entre o ferro e o níquel na tabela periódica. É um metal cinza prateado, magnético e um material bastante desejável quando há a necessidade de resistência à corrosão ou a altas temperaturas (CROOK, 2004). Pode ser utilizado como elemento de liga em tinturas, superligas à base de níquel, materiais para ferramentas e é fonte artificial de raios gama.

Embora seja muito utilizado e bem visto pelos ortopedistas, as ligas à base de cobalto utilizadas na ortopedia são questionáveis uma vez que o cobalto e o cromo são considerados carcinogênicos em determinadas quantidades, e sabendo que íons e partículas destes e outros materiais podem ser liberadas pelo componente protético ao longo de sua vida útil (SLVA, 2003; ROESLER 2011; MÜNCH, 2015).

A influência dos implantes no organismo, causando sensibilidade e alergias é incerta, embora existam muitas pesquisas sobre o assunto (MÜNCH, 2015). Os estudos realizados não determinam se a alergia e a sensibilidade são anteriores ao implante, e se agravam dada a liberação de partículas, ou se elas são decorrentes da liberação de partículas do conjunto em mau funcionamento (THYSSEN ET AL, 2009) e sugerem que os principais metais que causam maiores danos são o níquel, o cromo e o cobalto, sendo que o cromo é apontado como o elemento que mais causaria alergias após a artroplastia total de joelho.

O cobalto está presente no organismo e é necessário para a manutenção e formação de glóbulos vermelhos, evitando a anemia. Índices sugerem que uma dose diária de 08 mg de cobalto são suficientes para manter o equilíbrio biológico. O seu excesso, por outro lado, causa dermatites, nefrotoxicidade, problemas na tireóide, etc. (JR, 2007; SAÚDE DICAS).

O cromo, por sua vez, auxilia no controle da pressão arterial e do diabetes e no crescimento. O excesso de cromo pode, por outro lado, levar ao cansaço, sangramento nasal,

vômitos e alteração urinária (JR, 2007; GIANNETTI). O níquel é considerado carcinogênico, assim como o cromo, mas é também necessário ao organismo, em doses máximas de 35 µg/dia. Colabora nas atividades enzimáticas embora não tenha benefícios definidos no organismo. Seu lado negativo por outro lado é conhecido: causa dermatite, dor abdominal, etc. (ICZ; eCicle).

A liberação de íons pelos componentes metálicos do implante pode, então, comprometer a saúde do paciente, sendo uma das causas de cirurgias de remoção da prótese (MÜNCH, 2015; CURRY 2008).

As ligas biocompatíveis a base de cobalto se destacam entre os materiais metálicos utilizados na fabricação de componentes protéticos na ortopedia (ZANGENEH, 2012). Esses materiais possuem excelente resistência ao desgaste e menor eliminação de partículas quando em contato com o polietileno de ultra alto peso molecular quando implantados, mesmo quando usados em componentes tibiais (BERRY, 2012).

A liga conhecida como Vitallium (Co-Cr-Mo) foi a primeira a ser utilizada como material de próteses de quadril e após apresentar bons resultados, assim como os resultados deste material aplicado na odontologia, foi utilizada em artroplastias de joelho.

Cromo e molibdênio são os principais elementos formadores da liga e têm funções de aumentar a resistência ao desgaste, refinar os grãos e estabilizar a estrutura CFC, normalmente formada em temperaturas superiores a 417° C. Abaixo desta temperatura, a estrutura do cobalto é hexagonal compacta (SANTOS, 2012). As principais composições das ligas biocompatíveis à base de cobalto são mostradas na Tabela 4.

**Tabela 4** – Principais ligas biocompatíveis à base de cobalto.

| <b>Principais ligas biocompatíveis à base de cobalto</b> |           |           |           |          |           |           |           |          |           |          |          |
|--|-----------|-----------|-----------|----------|-----------|-----------|-----------|----------|-----------|----------|----------|
|  | <b>Co</b> | <b>Cr</b> | <b>Mo</b> | <b>W</b> | <b>Ni</b> | <b>Mn</b> | <b>Si</b> | <b>S</b> | <b>Fe</b> | <b>C</b> | <b>N</b> |
| <b>F75</b>   | Base      | 27,00     | 5,00      |          | 1,00      | 1,00      | 1,00      |          | 0,75      | 0,35     |          |
|  |           | 30,00     | 7,00      | -        | max       | max       | max       | -        | max       | max      | -        |
| <b>F799</b>  | Base      | 26,00     | 5,00      |          | 1,00      | 1,00      | 1,00      |          | 1,50      | 0,35     | 0,25     |
|  |           | 30,00     | 7,00      | -        | max       | max       | max       | -        | max       | max      | max      |
| <b>F90</b>   | Base      | 19,00     |           | 14,00    | 9,00      | 1,00      | 0,40      | 0,03     | 3,00      | 0,05     |          |
|  |           | 21,00     | -         | 16,00    | 11,00     | 2,00      | max       | max      | max       | 0,15     | -        |
| <b>F562</b>  | Base      | 19,00     | 9,00      |          | 33,00     | 0,15      | 0,15      | 0,01     | 1,00      |          |          |
|  |           | 21,00     | 10,5      | -        | 37,00     | max       | max       | max      | max       | -        | -        |

Fonte: Adaptado de RATNER, 1996; MEDLIN, 2004.

Uma das principais características de um biomaterial para implantes é a resistência à corrosão. Neste aspecto, as ligas de cobalto-cromo são superiores tanto aos aços inoxidáveis e ao titânio, além de serem mais resistentes à fadiga e ao desgaste.

Em relação ao desgaste este material apresenta melhor relação com o UHMWPE, quando comparado ao aço inoxidável 316L e às ligas de titânio (ZANGENEH, 2012).

Os processos de fabricação das ligas de cobalto utilizadas na ortopedia são a microfusão, conhecida como processo “lost wax” e o forjamento. Embora o processo de microfusão seja mais barato, ele produz microestrutura com grãos maiores que os grãos do componente protético forjado, sendo, portanto, menos resistente. Ainda assim, os componentes ortopédicos são normalmente fundidos e tratados termicamente para a eliminação ou redução de defeitos (GIACCHI, 2012).

Defeitos como heterogeneidade e grãos grandes, que interferem nas propriedades do material, são tratados por solubilização, a temperaturas que giram em torno dos 1200° C, por tempos que variam entre 1 hora até 4 horas. Mesmo não sendo o procedimento que apresenta melhores resultados, a solubilização é o tratamento mais utilizado (GIACCHI, 2012).

O processo de microfusão consiste em um dos mais antigos processos de fabricação. É considerado um processo de fundição de precisão, gerando excelente acabamento e podendo produzir peças com tamanha precisão que em alguns casos, processos posteriores de usinagem são desnecessários. Muito utilizado para a produção de peças complexas, utiliza um molde injetado de cera que tem as dimensões do produto final ou que são próximas às dimensões finais.

O forjamento envolve a conformação do material através do uso de moldes ou matrizes em dimensões próximas às dimensões finais e, diferentemente do processo “lost wax”, é necessário que a peça seja submetida a um processo de usinagem posterior para chegar às dimensões e forma finais. O forjamento é realizado aquecido, nas ligas de Co-Cr-Mo, a temperatura é da ordem de 800° C. A carga aplicada no material leva ao encruamento, produzindo um material mais duro e resistente.

No Brasil, as próteses à base de cobalto são importadas, o que faz com que sejam caras e pouco utilizadas; e aqueles que vão fazer cirurgias particulares nem sempre estão dispostos a pagar o alto preço (FILHO, 2009; CARRASCO, 2009).

## Aço Inoxidável 316L

As ligas de aço inoxidável têm grande utilidade tanto para a engenharia quanto nas atividades cotidianas. Com grandes porcentagens de cromo, valores acima de 10,5%, a resistência elevada à corrosão deve-se à formação de um filme invisível de óxido de cromo na superfície do material. Na medicina, o aço inoxidável é usado para a fabricação de equipamentos e instrumentos cirúrgicos, além de componentes protéticos de longo prazo ou componentes temporários para fixação de fraturas, na ortopedia.

A primeira liga de aço inoxidável utilizada como biomaterial foi a 302, classificada 18-8 e o relativo baixo custo de fabricação, a boa usinabilidade e a resistência à corrosão elevadas fizeram com que a utilização do aço inoxidável fosse muito bem aceita. Assim, a liga foi modificada aos poucos para oferecer melhores características ao material e adequação às necessidades do organismo.

Em 1920, para que o material possuísse maior resistência ao ambiente corporal, a adição de molibdênio, formando assim, a liga conhecida como 316 foi elaborada. Nos anos 1950, houve a redução da quantidade de carbono, objetivando a redução da sensitização e o aumento da resistência à corrosão. A liga passou a ser nomeada 316L, sendo que a letra “L” é o indicativo de baixo teor de carbono (low carbon content). Mais recentemente, com objetivo de eliminar as impurezas e contaminação da liga durante a fundição, foi desenvolvida a liga 316 LVM, na qual a fundição acontece sob vácuo (MEDLIN, 2004; PARK, 2007).

A Tabela 5 contém a composição das ligas de aço inoxidáveis mais utilizadas como biomateriais (MEDLIN, 2004; RATNER, 1996; PARK, 2007).

**Tabela 5** – Composição de Ligas Biocompatíveis de Aço Inoxidável.

| <b>Composição química das ligas de aço inoxidável usadas na ortopedia</b> |           |          |           |           |           |           |           |           |          |          |          |
|---|-----------|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
|   | <b>Fe</b> | <b>C</b> | <b>Cr</b> | <b>Ni</b> | <b>Mo</b> | <b>Mn</b> | <b>Cu</b> | <b>Si</b> | <b>N</b> | <b>S</b> | <b>P</b> |
| <b>316L</b>   | Base      | 0,03     | 17,00     | 13,00     | 2,25      | 2,00      | 0,50      | 0,75      | 0,01     | 0,01     | 0,025    |
|   |           | max      | 19,00     | 15,00     | 3,00      | max       | max       | max       | max      | max      | max      |
| <b>22-13-5</b>  | Base      | 0,03     | 20,50     | 11,50     | 2,00      | 4,00      | 0,50      | 0,75      | 0,20     | 0,01     | 0,025    |
|   |           | max      | 23,50     | 13,50     | 3,00      | 6,00      | max       | max       | 0,40     | max      | max      |
| <b>REX</b>  | Base      | 0,08     | 19,50     | 9,00      | 2,00      | 2,00      | 0,25      | 0,75      | 0,20     | 0,01     | 0,025    |
|   |           | max      | 22,00     | 11,00     | 3,00      | 4,25      | max       | max       | 0,50     | max      | max      |

Fonte: MEDLIN, 2004; RATNER, 1996.

As ligas utilizadas na ortopedia são normalmente compostas de aços austeníticos, que não são passíveis de tratamento térmico, mas podem ter suas propriedades modificadas por

procedimentos a frio, que devem ser feitos com cuidado por poder gerar estrutura martensítica ferromagnética.

A adição de níquel favorece a permanência da estrutura cúbica de face centrada em temperaturas ambientes, fator importante, por ser esta configuração não magnética e aumenta a resistência ao impacto. O molibdênio é utilizado com objetivo de aumentar a resistência a mecanismos de corrosão localizados. A função do cromo, além de aumentar a resistência à corrosão, é aumentar a dureza e resistência mecânica (SANDINOX; PARK, 2007).

Embora mais resistentes à corrosão, os aços inoxidáveis podem corroer e o aço inoxidável 316L sofre corrosão no ambiente corporal, principalmente quando o organismo está rico em oxigênio e/ou o componente protético sofre grandes esforços (PARK, 2007; SLVA, 2003; ROESLER 2011).

Partículas liberadas dos componentes protéticos de aço são normalmente íons de cobalto, cromo, ferro, carbono, níquel e molibdênio. Estes elementos podem causar reações inflamatórias, mutações genéticas e câncer. Alguns destes íons liberados se concentram na urina, enquanto outros ficam concentrados no sangue. Desta forma, tanto reações localizadas, quanto áreas afastadas do implante podem ser afetadas. Como dito anteriormente, o cobalto, o níquel e o cromo são considerados carcinogênicos, quando em quantidade superior à requerida pelo organismo (SLVA, 2003; ROESLER, 2011; HIROMOTO, 2005).

A busca por um material mais compatível com o organismo leva ao desenvolvimento de novas ligas, como a liga a base de cobalto BioBur 108, da Carpenter Technology Corporation que não tem níquel na composição e apresenta aumento da resistência à fadiga e do limite de escoamento (SHEEJA, 2005).

Ainda assim, o aço inoxidável 316L é o material metálico mais utilizado para a fabricação de componentes protéticos metálicos (ROESLER, 2011) e o primeiro na lista de órgãos governamentais. Apresenta elevada resistência à corrosão, é de baixo custo e fácil fabricação (CARRASCO, 2009).

No Brasil, o Sistema Único de Saúde utiliza normalmente próteses de aço inoxidável por serem mais baratas e de produção interna (CARRASCO, 2009).

### **Liga Ti-6Al-4V**

O titânio é um elemento leve, de número atômico 22, com densidade muito inferior à do ferro e sofre transformação na estrutura a 885° C. Nas ligas, esta temperatura depende dos estabilizadores adicionados, como o alumínio e o estanho, que estabilizam a fase  $\alpha$ , ou como o vanádio, o cromo e o nióbio, estabilizadores da fase  $\beta$ . De acordo com a composição e pelo meio de solidificação, a microestrutura gerada pode ser classificada como liga  $\alpha$ , liga  $\beta$  ou liga  $\alpha + \beta$  (BENTO, 2000; TISLER, 1986).

As ligas à base de titânio são usadas na ortopedia e na odontologia. Na ortopedia, os primeiros implantes aconteceram no final da década de 1930 (PARK, 2007).

Apresentam alta resistência à corrosão no meio biológico e elevada biocompatibilidade, por produzir uma camada oxida espontaneamente à sua superfície e é quase insolúvel quando em contato com os tecidos do organismo. As ligas à base de titânio são consideradas bioativas, por causarem a interação com o osso, auxiliando a sua aderência às reentrâncias da superfície da camada de óxido (BENTO, 2000).

Alumínio e vanádio melhoram as propriedades do titânio comercialmente puro e possibilitam a coexistência das fases  $\alpha$  e  $\beta$  em temperatura ambiente. Após tratamento térmico, ocorre precipitação de fase  $\beta$  em pequenas quantidades. Estas precipitações auxiliam no endurecimento da liga. (RATNER, 1996; TISLER, 1986, BENTO, 2000).

A fabricação das ligas à base de titânio deve ser feita sob ambiente controlado ou a vácuo, por ser o titânio muito reativo com o oxigênio, podendo mesmo explodir a altas temperaturas (PARK, 2007).

Uma desvantagem em utilizar ligas à base de titânio em componentes protéticos é a dificuldade de gerar superfícies polidas, importantes para as regiões de contato entre o metal e o polímero, causando a liberação de partículas em maior quantidade do que as geradas pelos outros metais. A dificuldade deste procedimento é devida à camada de óxido ( $\text{TiO}_2$ ) que se forma e cresce rapidamente (CURY, 2008; RATNER, 1996).

A elevada liberação de partículas, tanto metálicas quanto poliméricas, assim como ocorre nas ligas cobalto-cromo-molibdênio ou nos aços inoxidáveis, causa perda de eficiência do conjunto protético, a inflamação do tecido circunvizinho e pode levar à substituição do implante. Vale considerar as propriedades cancerígenas dos íons de titânio, a confusão

neurológica pelo excesso de alumínio no organismo e o vanádio causa desordem enzimática (BENTO, 2000).

Na Tabela 6, são mostradas as composições químicas de ligas à base de titânio que são biocompatíveis (MEDLIN, 2004; RATNER, 1996; PARK, 2007).

**Tabela 6** – Composição química das ligas à base de titânio.

| Composição química das ligas à base de titânio usadas na ortopedia |      |              |              |                |             |             |             |             |             |                |
|--|------|--------------|--------------|----------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|----------------|
|  | Ti   | Al           | V            | Nb             | O           | N           | C           | Fe          | Ta          | Z              |
| <b>CP Titânio 01</b>   | Base | -            | -            | -              | 0,18<br>max | 0,03<br>max | 0,08<br>max | 0,20<br>max | -           | -              |
| <b>Ti-6Al-4V ELI</b>   | Base | 5,50<br>6,50 | 3,50<br>4,50 | -              | 0,13<br>max | 0,05<br>max | 0,08<br>max | 0,25<br>max | -           | -              |
| <b>Ti-6Al-4V</b>   | Base | 5,50<br>6,75 | 3,50<br>4,50 | -              | 0,20<br>max | 0,05<br>max | 0,10<br>max | 0,30<br>max | -           | -              |
| <b>Ti-6Al-7Nb</b>  | Base | 5,50<br>6,50 | -            | 6,50<br>7,50   | 0,20<br>max | 0,05<br>max | 0,08<br>max | 0,25<br>max | 0,50<br>max | -              |
| <b>Ti-13Nb-13Zr</b>  | Base | -            | -            | 12,50<br>14,00 | 0,15<br>max | 0,05<br>max | 0,08<br>max | 0,25<br>max | -           | 12,50<br>14,50 |

Fonte: RATNER, 1996; MEDLIN, 2004.

Novas pesquisas são realizadas buscando desenvolver novas ligas e aprimorar as ligas que já existem. Devido aos males causados pelo vanádio, a tendência para os próximos anos são ligas que não necessitem deste material, que deve ser substituído por outro que cause danos menores ao organismo. Há pesquisas que buscam a modificação da estrutura, como, por exemplo, o titânio e o tântalo com estrutura trabecular, que possibilitam criar peças com até 80% de porosidades (ZIMMER; MEDLIN, 2004; PARK, 2007), para cabeças femorais, como mostrados na Figura 16.

**Figura 16** – Material trabecular (a) Prótese total de quadril com material trabecular; (b) Componente tibial de prótese de joelho em material trabecular, (c) estrutura trabecular.



Fonte: ZIMMER, acessado em 2 de março de 2016.

Na Tabela 7, estão algumas vantagens e desvantagens das ligas à base de cobalto, titânio e dos aços inoxidáveis.

**Tabela 7** – Vantagens e desvantagens das ligas metálicas empregadas em implantes ortopédicos.

| <b>Vantagens e desvantagens das ligas metálicas empregadas em implantes ortopédicos</b> |  |  |  |
|---|--|--|--|
|   | <b>Ligas à base de Cobalto</b>   | <b>Ligas à base de titânio</b>   | <b>Ligas de aço inoxidável</b>                                 |
| <b>Vantagens</b>  | Alta resistência ao desgaste,<br>Resistência à corrosão,<br>Resistência à fadiga | Biocompatibilidade<br>Módulo de elasticidade,<br>Resistência à corrosão,<br>Relação resistência/peso | Fácil fabricação<br>Disponibilidade de material<br>Baixo custo |
| <b>Desvantagens</b>   | Elevado módulo de elasticidade,<br>Biocompatibilidade                            | Resistência ao desgaste,<br>Resistência ao cisalhamento  | Módulo de elasticidade,<br>Comportamento a longo prazo         |

Fonte: Elaborado pela autora.

## **2.7 – Desgaste em Próteses de Joelho**

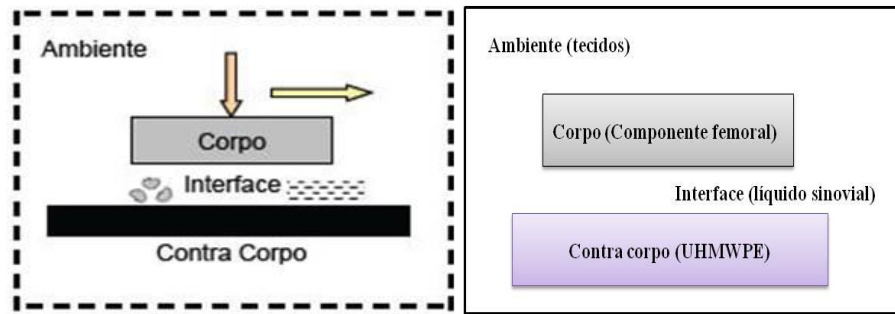
Desgaste é o nome dado a perda de material gerada pelo contato das superfícies de corpos em movimento relativo. Pode também ser considerado como uma mudança progressiva e indesejada nas dimensões dos corpos, motivada pela remoção de partículas discretas de superfícies em contato e em movimento relativo, devido principalmente por ações mecânicas (STOETERAU, 2004).

O desgaste em próteses ortopédicas é um dos motivos principais para as cirurgias de revisão e uma das maiores causas de falha do conjunto. Portanto, é de grande importância o seu estudo, assim como o desenvolvimento de técnicas que permitam reduzi-lo, melhorando e aumentando a vida útil do implante, aprimorando os materiais e a fabricação (ROCHA, 2006; CAMARGO, 2008; REN, 2016; WANG, 1999).

Para analisar o desgaste dos materiais usados em próteses de joelho, alguns fatores devem ser considerados, por interferirem diretamente no comportamento do conjunto em análise. Chama-se tribossistema o ambiente em que a análise é feita. Na Figura 17, a ilustração do conceito de tribossistema é mostrada.



**Figura 17** – Tribossistema da prótese total de joelho.



Fonte: Adaptado de STOETERAU, 2004; Elaborado pela autora.

As características superficiais do corpo e contra corpo influenciam diretamente o comportamento dos materiais em relação ao desgaste, merecendo cuidados especiais durante a fabricação para evitar a deformação das peças, assim como o desgaste dos componentes.

Uma das razões para a utilização do conjunto metal-polímero é o menor coeficiente de atrito e menor taxa de desgaste. O uso de próteses com sistema metal-metal foi abandonado, depois de usado por décadas, após o desenvolvimento do UHMWPE, devido a fatores como incongruência gerada pela imprecisão geométrica, dificuldade de fixação e elevado coeficiente de atrito embora apresente baixas taxas de desgaste. O principal problema, entretanto, é a grande liberação de íons metálicos que podem causar reações no organismo do paciente (CAWLEY, 2003; SHEEJA, 2005).

A velocidade do movimento, a natureza dos materiais, a área de contato são fatores que influenciam no desgaste dos componentes. O tipo de contato, considerado não conforme também, por influenciarem na lubrificação e pressão de contato entre as superfícies (HUTCHINGS, 1992).

Entre as várias formas de desgaste, os principais causadores de danos nas próteses de joelho são descritos a seguir, baseados na premissa de que o principal movimento relativo entre o componente polimérico e os componentes metálicos é o deslizamento.

### **Desgaste por adesão**

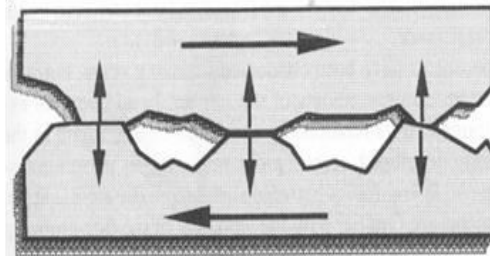
A adesão é o principal mecanismo de desgaste que ocorre durante o deslizamento entre duas superfícies, acontece quando partes da região de contato se fundem e quebram com a continuidade do movimento (STOETERAU, 2004; HUCHINGS, 1992). São as pequenas asperezas da superfície, geradas pelo processo de fabricação que podem se fundir, e as

partículas quebradas podem aderir novamente à superfície da qual saíram, aderir à superfície oposta ou sair para o ambiente.

Este mecanismo é freqüente quando o par de superfícies é do mesmo material ou quando a lubrificação é deficiente (HUTCHINGS, 1992; LUDEMA, 1992) como no caso das próteses ortopédicas, onde devido à geometria do conjunto e à pressão de contato, podem ter regiões com ausência ou pouca lubrificação, devido à geometria do conjunto e à pressão de contato (DUTRA, 2002).

Na Figura 18 é mostrado um exemplo do contato entre as asperezas durante o movimento relativo entre duas superfícies por deslizamento.

**Figura 18** – Contato entre duas superfícies em movimento relativo.



Fonte: HUTCHINGS, 1992.

Nas regiões onde ocorre remoção de material, as superfícies se tornam mais rugosas, o que pode provocar a elevação do coeficiente de atrito. (HUTCHINGS, 1992; LUDEMA, 1992).

Em casos de deslizamento entre superfícies metálicas e poliméricas, normalmente há a formação de um filme polimérico sobre a superfície do metal, levando à formação de um novo par de superfícies, que baixam os coeficientes de desgaste e de atrito. A espessura deste filme é muito pequena e ele não é identificável a olho nu. Nas próteses, entretanto, este filme não é formado *in vivo* por causa da adsorção de proteínas pelas superfícies (PINA, 2011). A camada superficial quimicamente modificada após o contato com as proteínas presentes no líquido sinovial se torna mais macia, ela acaba se desprendendo do corpo do material polimérico em pequenas partes.

### **Desgaste por abrasão e fadiga**

O deslizamento pode causar a deformação plástica dos materiais. Esta deformação está relacionada com o movimento de partículas duras sobre a superfície polimérica. No caso das próteses a deformação plástica do polímero é ocasionada pela ação da rugosidade do

componente femoral metálico, ou mesmo de partículas do próprio polímero que, ao se desprenderem encruaram, rolaram entre as superfícies e depois se fixaram na superfície do componente metálico, formando uma aspereza dura.

Já uma possível deformação plástica do componente metálico pode acontecer quando pequenas partículas (*debris*) se soltam de sua superfície e acabam se fixando no polímero; estas passam a se comportar como partículas abrasivas que arranharão a superfície metálica. Partículas do cimento usado na fixação dos componentes protéticos ou dos próprios ossos também se tornam elementos capazes de riscar e deformar as superfícies de contato.

A deformação plástica não necessariamente acarreta a perda de material, não sendo, portanto, sempre um mecanismo de desgaste. . Porém, pode levar ao desgaste ao modificar as propriedades físicas das superfícies dos componentes em contato, levando a remoção de material por mecanismos de fadiga e abrasão.

O mecanismo de abrasão é responsável por perda de material quando partículas duras presentes na interface arranham e removem material das superfícies analisadas. Nos componentes protéticos, é possível ver marcas no sentido do movimento que são causadas por estas partículas (HUTCHINGS, 1992; TILCZAK, 1992).

Devido ao movimento repetido e às cargas cíclicas, a fadiga dos componentes também funciona como mecanismo de desgaste (PASSOS, 2011). O deslizamento provoca constantes deformações superficiais e se uma parte que já foi deformada, portanto encruada, sofre novas deformações plásticas é muito provável que ocorra a formação de micro trincas e o desprendimento de *debris* por micro fratura (HUTCHINGS, 1992; ESSNER, 2003; CITTERS, 2007).

As micro trincas e os defeitos internos podem crescer o aumentar em número, devido aos esforços cíclicos de tração e compressão aos quais as superfícies estão submetidas, levando à remoção de grandes quantidades de material do componente polimérico por mecanismos de delaminação. Estes mecanismos promoveriam a formação de mais partículas duras que, riscariam ainda mais, as superfícies (HUTCHINGS, 1992).

### **Desgaste por corrosão**

Embora os materiais utilizados na fabricação de componentes protéticos sejam resistentes à corrosão, este fenômeno sempre ocorrerá *in vivo* (ROESLER, 2011; PIRES, 2015). As características orgânicas do paciente podem gerar condições mais severas de

remoção de material por mecanismos corrosivos do que aquelas provocadas pela ação de partículas (CARRASCO, 2008).

A corrosão nos conjuntos protéticos é mais freqüente em conjuntos do tipo metal-metal e metal-cerâmica. Em conjuntos metal-polímero, o principal mecanismo iniciador da oxidação é a abrasão a três corpos (PINA, 2011).

Evidências da corrosão, dos metais utilizados nos implantes, estão relacionadas com os altos níveis de íons metálicos encontrados no sangue, urina e líquido sinovial dos pacientes, mesmo que as superfícies não apresentem marcas que justifiquem o elevado número de partículas liberadas (MÜNCH, 2015; PINA, 2011).

Devido à importância do fenômeno corrosivo, nos componentes protéticos metálicos e aos problemas que poderiam provocar, pesquisas vêm sendo realizadas com o intuito de melhorar sua resistência à corrosão, por meio de tratamentos térmicos ou uso recobrimentos superficiais (como diamante) (HIROMOTO, 2005; SHEEJA, 2005).

### **3 – Objetivos**

#### **3.1 – Objetivo Geral**

Este trabalho objetiva o estudo de conjuntos ortopédicos usados em artroplastias totais de joelho que foram substituídos antes do período adequado. A análise de falhas destes conjuntos inclui a caracterização dos materiais, assim como estudo sobre a geometria para investigação de possíveis falhas no processo produtivo, fatores que podem colaborar para a eficiência das cirurgias, assim como melhorar as condições de vida do paciente.

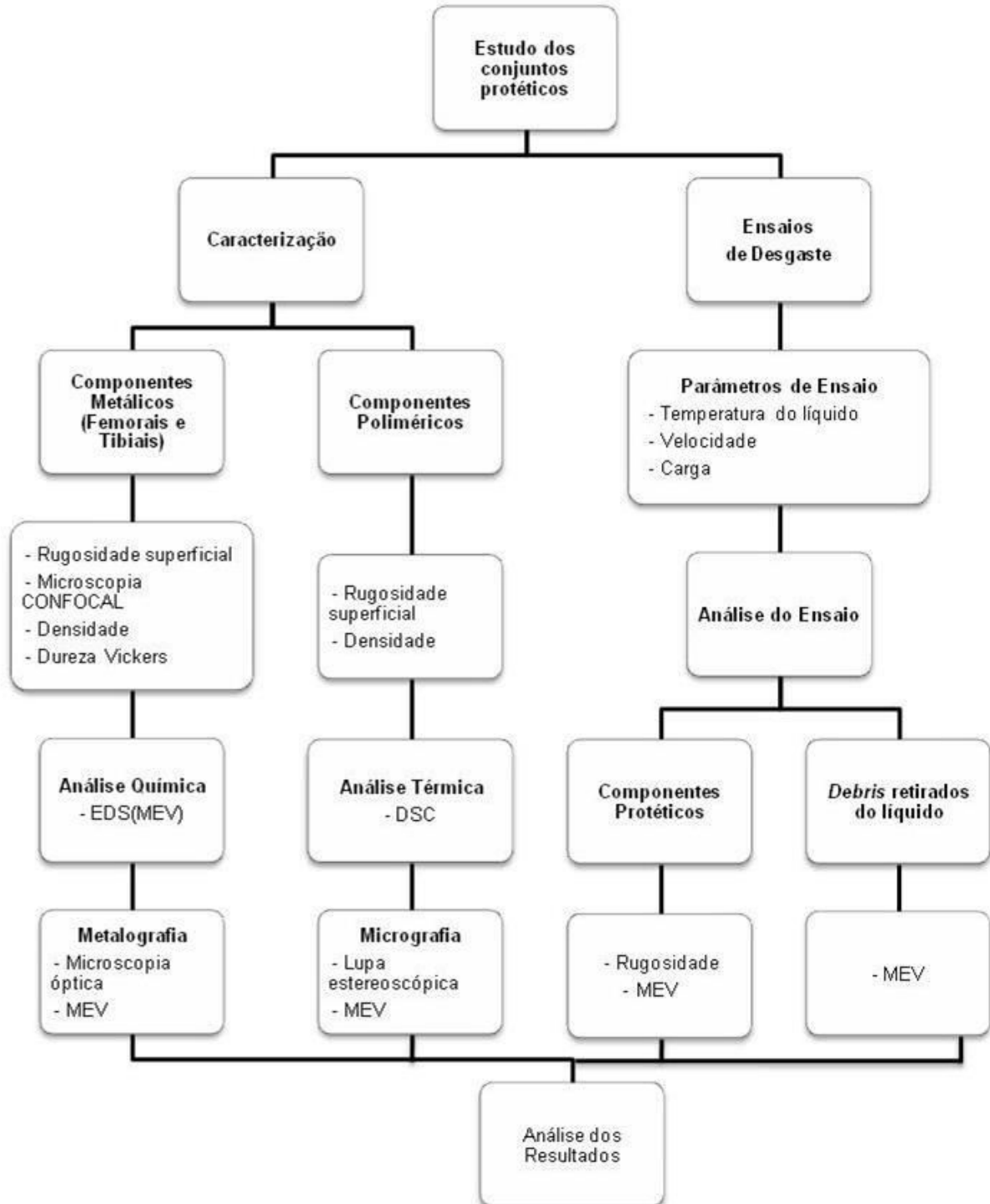
#### **3.2 – Objetivos específicos**

- Caracterizar materiais utilizados em próteses totais de joelho nacionais;
- Comparar as características dos componentes protéticos utilizados no mercado com as características preestabelecidas em normas,
- Estudar o desgaste dos materiais utilizados para a fabricação dos componentes protéticos, comparando os resultados, através da análise das superfícies.

#### 4 – Materiais e Métodos

As atividades desenvolvidas são mostradas no fluxograma da Figura 20 para favorecer a compreensão do trabalho.

Figura 19 - Fluxograma das atividades desenvolvidas.



Fonte: Elaborado pela autora.

#### 4.1 – Materiais

Três conjuntos de próteses totais de joelho foram utilizados na realização do presente trabalho. Os conjuntos protéticos, termo utilizado para denominar as próteses, foram recebidos como doações e sem outras informações além do período do implante. Eles foram retirados em cirurgias de revisão.

Os conjuntos protéticos, semelhantes aos mostrados na Figura 20, são compostos de um componente femoral, que toma o lugar dos côndilos femorais, um componente polimérico, que atua como a cartilagem num joelho saudável, sustentado por um componente tibial.

**Figura 20** – Prótese Total de Joelho.



Fonte: ZIMMER, acessado em 15 de outubro de 2014.

Os conjuntos estudados podem ser vistos nas Figuras 21, 22 e 23. Observa-se que, embora sejam utilizados com o mesmo objetivo, os três conjuntos são diferentes entre si em geometria. Os componentes femorais e tibiais são compostos de materiais metálicos e a placa situada entre eles de polímero.

O Conjunto 1 foi explantado após apenas 4 meses de uso, o Conjunto 2 foi retirado 4 anos após a artroplastia e o Conjunto 3 foi utilizado por 8 anos. Todos esses períodos são inferiores ao esperado para implantes ortopédicos, de 10 a 15 anos aproximadamente (O'BRIEN). Nenhum dos três explantes conta com o componente patelar, o que permite considerar que a patela dos pacientes foi preservada.

**Figura 21** – Conjunto Protético 1.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Figura 22** – Conjunto Protético 2.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Figura 23** – Conjunto Protético 3.



Fonte: Elaborado pela autora.

O Conjunto 1 é um conjunto protético feito para substituir a articulação do joelho direito, conforme inscrição “RT” feita na região de fixação mostrada na Figura 24. O Conjunto 3 é de um joelho esquerdo. Do Conjunto 2 não foi possível identificar o lado do implante, pois não foram encontradas indicações legíveis.



**Figura 24** – Inscrição “RT”, no Componente Femoral 1, indicando que se trata da articulação do joelho direito.



Fonte: Elaborado pela autora.

#### 4.2 – Métodos

Cada componente dos conjuntos foi analisado separadamente. A caracterização dos materiais metálicos foi realizada por meio de: rugosidade superficial, microscopia CONFOCAL, medidas de densidade, dureza, análises químicas e metalográficas. E nos componentes poliméricos a caracterização incluiu também, análises térmicas. Finalmente, os conjuntos foram avaliados tribologicamente por meio de ensaios de desgaste.

A identificação dos materiais foi feita acompanhando cada Conjunto com um número: Conjunto 1, Conjunto 2 e Conjunto 3. Cada conjunto é composto de três peças: Componente Femoral (CF), Componente Polimérico (CP) e Componente Tibial (CT), identificados com a numeração do conjunto do qual faz parte.

Em cada componente foram indicados os lados A e B, como observados na Figura 25. Esta identificação facilitará a compreensão das análises realizadas.

**Figura 25** – Lados dos componentes protéticos.



Fonte: LEONARDI, 2014.

#### 4.2.1 – Caracterização dos Materiais Metálicos

##### Rugosidade Superficial

As rugosidades superficiais dos componentes foram examinadas e com as medidas obtidas foi possível estimar a rugosidade inicial, isto é, as condições do produto ao ser implantado; assim como as condições das superfícies no momento do explante (após o uso).

Para fazer as medidas de rugosidade, as próteses foram divididas em oito regiões, como mostrado na Figura 26. Em cada região foram realizadas doze medições de rugosidade, sendo quatro medições nas laterais externas, quatro nos centros e quatro nas laterais internas. As regiões 7 e 8, por não terem contato com o componente polimérico, foram escolhidas para deduzir a rugosidade inicial de fabricação dos componentes; nestas áreas as medições foram reduzidas para dois em cada lateral, além de dois no centro. No total foram realizadas 156 medições de rugosidade em cada componente.

A rugosidade superficial foi avaliada por meio do parâmetro de rugosidade “Ra” (Rugosidade Média). Foi utilizado um rugosímetro de marca Mitutoyo, modelo SI – 201, do Laboratório de Metrologia, no prédio SG9, Campus Darcy Ribeiro, com cut-off de 0,8 mm.

**Figura 26** – Marcas para delimitar regiões de medição.



Fonte: Elaborado pela autora.

##### Microscopia CONFOCAL

Imagens da superfície de contato dos componentes femorais foram feitas com auxílio de um microscópio CONFOCAL da fabricante Olympus, modelo LEXT OLS 4000, do Laboratório de Materiais, no prédio SG9, no Campus Darcy Ribeiro. Esta técnica permite medir a rugosidade superficial em pequenas áreas, com boa precisão, e também fotografá-las.

O CONFOCAL foi utilizado como forma de verificar as medidas obtidas com o rugosímetro.

Pequenas áreas das regiões de contato foram examinadas com esta técnica, como mostrado na Figura 27. Os círculos indicam alguns locais onde o CONFOCAL foi utilizado.

**Figura 27** – Regiões examinadas com o Microscópio CONFOCAL.



Fonte: Elaborado pela autora.

### **Densidade**

O cálculo da densidade, relação entre massa e volume do corpo, foi a forma preliminar de conhecer o tipo de material de cada peça do conjunto, visto que a densidade é uma propriedade específica de cada material. Amostras de material, removidas de cada componente dos conjuntos protéticos, foram pesadas numa balança de precisão, para obtenção das massas. Após a pesagem, as amostras foram colocadas em provetas graduadas que continham volume de água conhecido e a variação do volume do líquido foi medida. O cálculo da densidade foi feito utilizando a equação descrita pela Equação 1.

$$\rho = \frac{m}{v} \quad (1)$$

### **Dureza Vickers**

A dureza dos componentes metálicos foi medida utilizando o método Vickers, com penetrador de diamante em forma de pirâmide com base quadrada e ângulo de 136° entre as faces opostas. O instrumento utilizado foi um Microdurômetro FM-700, da Future Tech, do Laboratório de Materiais da Faculdade do Gama (FGA).

Amostras de cada componente foram lixadas, polidas e limpas, para que as superfícies fossem planas e adequadas às medições de dureza. Foram realizadas 7 indentações em cada amostra, com carga de 1 quilograma, e depois calculados os valores médios e o desvio padrão.

## **Análise Química**

### **EDS – Espectroscopia por Energia Dispersiva**

Esta técnica está associada à microscopia eletrônica de varredura. A microanálise eletrônica realiza medições de raios X característicos de cada elemento, em uma região microscópica da amostra que é atingida por um feixe de elétrons, possibilitando a sua identificação. O EDS permite gerar um mapa de concentração dos elementos e isto permite compreender a formação das fases que compõem o material. Permite também a identificação da topografia da amostra e a geração de imagens com a composição química.

Nos componentes metálicos dos conjuntos protéticos estudados, a técnica foi empregada para a obtenção da composição química das ligas, com a geração de espectros de toda a superfície; e para a diferenciação das fases foi usada a opção de análise de composição pontual.

### **Análises Metalográficas**

Com as análises metalográficas, utilizando microscopia óptica e eletrônica de varredura, foi possível determinar a forma, tamanho e distribuição dos microconstituintes presentes em cada material. Por motivos de comparação, amostras de material foram retiradas de regiões semelhantes de cada componente e preparadas da mesma forma.

### **Microscopia Óptica**

A microscopia óptica é o recurso mais comum de análise metalográfica e tem a preparação das amostras como fator crítico para que seja bem sucedida. A preparação das amostras foi feita de forma cuidadosa evitando que o material sofra alterações por causa do encruamento ou do calor gerado no processo. Amostras cortadas foram depois lixadas com lixas d'água de granulometrias 100, 220, 320, 400, 600 e 1200. Após o lixamento, as amostras foram polidas usando uma solução aquosa de alumina, com tamanho de partícula abrasiva de 1µm.

Para a obtenção das imagens de microestrutura, as amostras metálicas foram submetidas a ataques químicos e eletrolíticos, de acordo com a necessidade de cada material, seguindo recomendações da ASTM (MEDLIN, 2004; ZANGENEH, 2012). As amostras dos componentes femorais CF1, CF2 e CF3 foram atacadas com uma solução composta por 92% HCl, 5% H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> e 3% HNO<sub>3</sub>. A amostra tibial CT1 foi atacada com solução 85% H<sub>2</sub>O, 10%

HF e 5% HNO<sub>3</sub>. As amostras CT2 e CT3 passaram por ataque eletrolítico, utilizando H<sub>2</sub>C<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, 15 V de tensão e 90 segundos de ataque.

As imagens, com vários aumentos, foram obtidas utilizando um microscópio marca Pantec, modelo MKS Tri Zoom, com capacidade de até 1000 vezes de aumento, do Laboratório de Materiais da Faculdade do Gama (FGA).

### **Microscopia Eletrônica de Varredura**

Utilizada em conjunto com o método EDS, a microscopia eletrônica possibilita a realização de análises pontuais de composição química juntamente com a obtenção de fotografias das superfícies, que permitem a identificação das microestruturas presentes.

Amostras, quimicamente atacadas, foram analisadas utilizando dois microscópios eletrônicos de varredura. Ambos os equipamentos são da fabricante JEOL, modelo JSM – 700 1F, um com filamento de emissão de campo, FEG (Field Emission Gun), do Instituto de Ciências Biológicas, Departamento de Biologia Celular e outro com filamento de tungstênio, do Laboratório de Materiais, no prédio SG9, no Campus Darcy Ribeiro.

## **4.2.2 – Caracterização dos Componentes Poliméricos**

### **Rugosidade Superficial**

A rugosidade dos componentes poliméricos foi medida de forma diferente da utilizada para os componentes metálicos. Nos polímeros, as medições foram feitas nas regiões centrais das cavidades, dos lados A e B, onde ocorreu o contato com os componentes metálicos.

Para que fosse possível a comparação e avaliação dos componentes, antes e após o implante, foram realizadas também, medições em regiões das superfícies onde, aparentemente, não ocorreu contato com os componentes femorais e não havia sinais de dano superficial.

Nos centros de cada cavidade foram realizadas 10 medidas de rugosidade, e 2 nas bordas internas e 2 nas externas. Entretanto, medições de rugosidade nas extremidades das cavidades não foram possíveis devido à dificuldade de o apalpador acompanhar a curvatura e inclinação destas superfícies. Para que as medições foi utilizado um Cut-off de 0,8 mm e um comprimento de medição dividido em 3 partes.

## Densidade

As densidades dos componentes poliméricos foram determinadas utilizando o mesmo método usado nos componentes metálicos. Embora, para polímeros, (FERREIRA, 2007) sugira a utilização de querosene por ser mais denso que a água.

## Análise Térmica

### DSC– Calorimetria Exploratória Diferencial

A análise térmica permite revelar muitas características dos polímeros, no entanto, neste trabalho foi utilizado principalmente para determinar o grau de cristalinidade dos polímeros usado nos implantes.

As amostras submetidas a este tipo de ensaio tinham baixa massa e eram compostas de um único corpo. Estas condições garantem curvas com melhor resolução dos picos e um aumento de sensibilidade da amostra ao procedimento (SANTANA, 2009). Além disso, um gás inerte foi utilizado durante os ensaios com o intuito de eliminar a interferência atmosférica nas reações que acontecem durante os testes.

As amostras foram cortadas em lascas, com massas entre 5g e 10g, depois inseridos em cadinhos de alumina e a seguir submetidos a uma rampa de aquecimento de 10° C/ min. sob um fluxo de nitrogênio (Ni) de 60 ml/min até 600° C.

Espera-se que os polímeros dos conjuntos protéticos estudados sejam polietileno de ultra-alto peso molecular (pois é o tipo de polímero usado em implantes ortopédicos); por isso, para o cálculo da cristalinidade, é necessário o valor do calor de fusão de um polietileno 100% cristalino. O valor encontrado na literatura é  $\Delta H'_m = 289,3\text{J/g}$  (FERREIRA, 2007). Este dado é utilizado na equação do cálculo de cristalinidade mostrado na Equação 2, onde X se refere à porcentagem de cristalinidade e  $\Delta H_m$  é o calor de fusão da amostra ensaiada.

$$x(\%) = \left( \frac{\Delta H_m}{\Delta H'_m} \right) \times 100 \quad (2)$$

## Micrografia

### Lupa Estereoscópica

As superfícies dos componentes poliméricos foram analisadas, inicialmente, com o auxílio de uma lupa estereoscópica e aumentos de até 100 vezes, da marca Leica Microsystems Ltda., modelo CH-9435 Heerbugg, do Instituto de Ciências Biológicas, no

Campus Darcy Ribeiro, Departamento de Genética e Morfologia. Com este equipamento é possível observar detalhes macroscópicos, alguns vistos a olho nu, que microscópios ópticos ou câmeras fotográficas convencionais não conseguem captar com nitidez.

As análises foram concentradas nas cavidades, onde o contato com o componente femoral foi intenso e o dano superficial ocorreu.

### **Microscopia Eletrônica de Varredura**

MEV foi utilizado para examinar, com mais detalhe, o dano superficial ocorrido nos componentes poliméricos durante o período em que os conjuntos protéticos estiveram implantados nos pacientes. Para isto, os polímeros foram, primeiramente, metalizados com partículas de ouro e depois levadas ao microscópio eletrônico de varredura para a realização das análises. A técnica de EDS também foi utilizada para ajudar na identificação e caracterização de partículas que estivessem aderidas ou incrustadas nas superfícies de contato.

## **4.3 – Ensaio de Desgaste**

### **4.3.1 – Materiais**

Ensaio de desgaste foram realizados utilizando os Conjunto 2 e o Conjunto 3. O objetivo de ensaiar estes conjuntos foi observar a interação dos materiais de acordo com o movimento relativo do caminhar, considerando as condições das superfícies de contato e carga aplicada. Ambos os conjuntos passaram pelo mesmo processo de fabricação, mas apresentaram períodos de implante diferenciados. O Conjunto 2 foi usado por 4 anos, enquanto o Conjunto 3 durou 8 anos, conforme dito anteriormente. Os conjuntos apresentam a mesma geometria, embora as dimensões sejam diferentes.

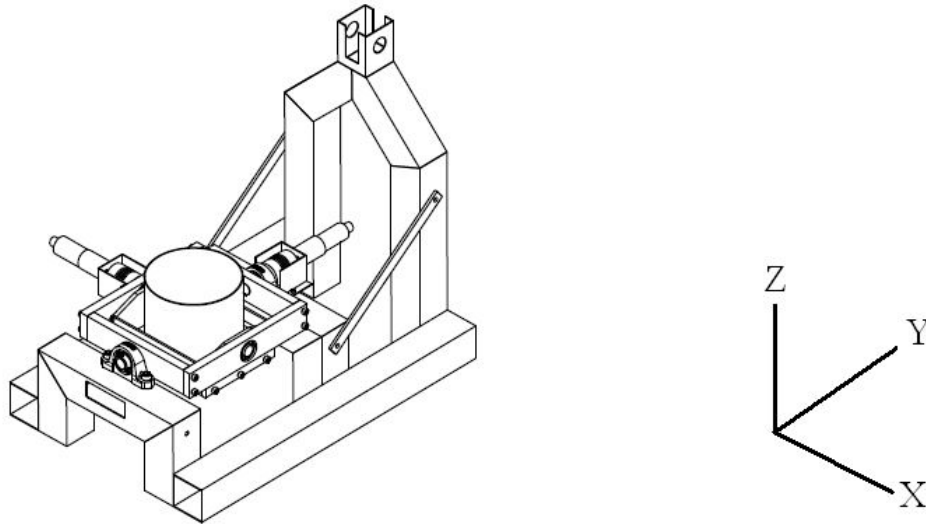
### **4.3.2 – Métodos**

Cada conjunto foi submetido a uma carga máxima de 40 kg, que simula o peso médio suportado pela articulação de um paciente de 70 kg. O tempo de ensaio foi de 112 horas = 500.000 passos, que simula uma caminhada moderada de uma pessoa adulta maior de 60 anos por um período de um ano.

De acordo com ROSE (2007), estima-se que um adulto com idade superior a 60 anos dê cerca de 110 passos por minuto, ou seja, aproximadamente 1.000.000 de passos por ano. (500.000 passos com cada membro inferior) (OLIVEIRA, 2010).

A máquina utilizada para o ensaio foi desenvolvida por OLIVEIRA (2010), e originalmente construída para simular o desgaste de próteses totais de quadril, como mostrado na Figura 28.

**Figura 28** – Esquema da máquina utilizada nos ensaios de desgaste.



Fonte: OLIVEIRA, 2010.

Algumas adaptações, como as mostradas na Figura 29 foram feitas na máquina para que ela pudesse simular os movimentos desenvolvidos pelo joelho durante a caminhada. As modificações envolvem um suporte para o componente polimérico, um suporte para o componente femoral e um eixo rosqueado para sua fixação no eixo de aplicação da carga.

**Figura 29** – Suportes para os componentes femorais (a) e para os componentes poliméricos (b).



Fonte: Elaborado pela autora.

Foi estipulada uma amplitude de movimento relativo entre o componente femoral metálico e o componente polimérico de 25°. Segundo PÉCORA (2012), a amplitude do movimento do joelho é de aproximadamente 30° com relação ao eixo da tíbia. 20° no sentido

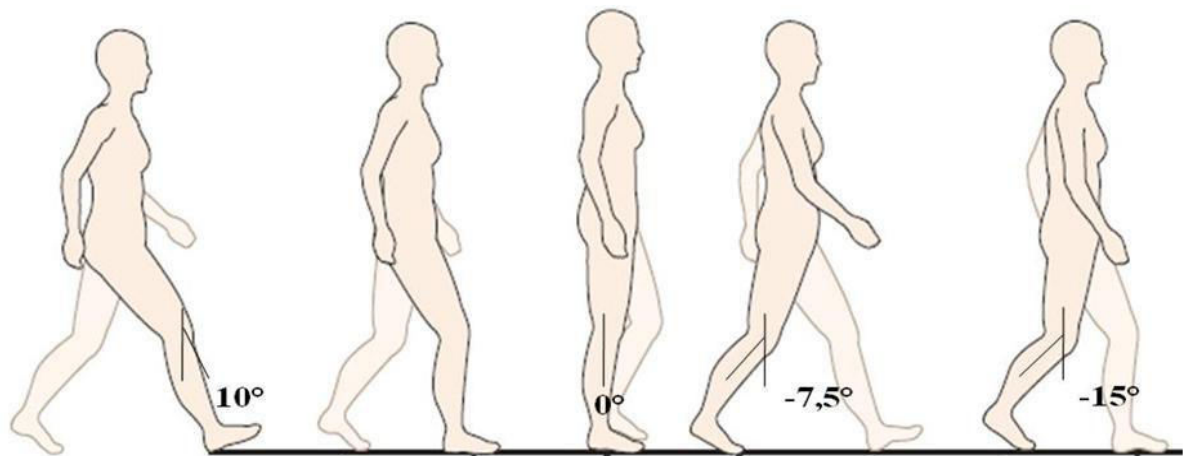


posterior (quando a perna vai para trás) e  $10^\circ$  no sentido anterior (quando a perna vai para frente) onde ocorre a extensão máxima da perna.

Para a realização do ensaio, a movimentação posterior foi fixada em  $15^\circ$  para assegurar que o movimento relativo entre os componentes fosse apenas de deslizamento. O software usado para elaboração da rotina de execução dos movimentos foi o E=mc<sup>2</sup>.

Na Figura 30, um esquema dos ângulos utilizados nos ensaios é mostrado.

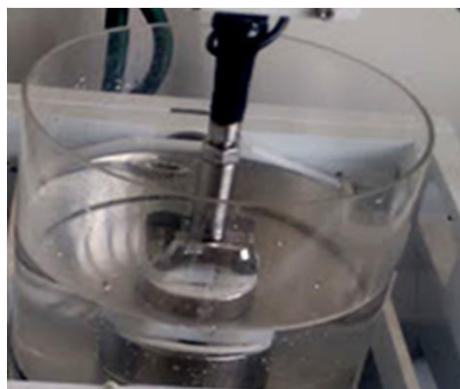
**Figura 30** – Ângulos utilizados nos ensaios de desgaste.



Fonte: Elaboração da autora.

Na Figura 31, são mostrados a câmara de ensaio e os componentes prontos para serem testados. Os conjuntos foram mantidos submersos em soro fisiológico aquecido a  $37^\circ\text{C}$ .

**Figura 31** – Montagem dos componentes protéticos para o ensaio de desgaste.



Fonte: Elaborado pela autora.

### Preparação do ensaio

As superfícies dos componentes protéticos foram preparadas por meio de lixamento até lixa 1200 e depois polidas com pasta de diamante de  $6\ \mu\text{m}$  e alumina de  $1\ \mu\text{m}$ .

A caracterização das superfícies, antes e após os ensaios, foi feita por meio de medidas de rugosidade, microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura.

Os corpos de prova poliméricos foram fixados no interior da câmara de ensaio e os metálicos presos ao eixo em que a carga foi aplicada. Após a fixação dos componentes, o soro fisiológico foi adicionado com cuidado para que não houvesse deposição de partículas sólidas na câmara. Uma cobertura de filme de PVC foi utilizada para lacrar a câmara de ensaio e assim evitar possíveis influências do ambiente externo (contaminação do banho com pó e/ou outras partículas suspensas no ar) ou perda de líquido por evaporação (ASTM F 732-00).

### **Análise do ensaio**

Após 500.000 ciclos de ensaio, o soro fisiológico foi retirado da câmara com o auxílio de uma pipeta e depois coado, em filtros de papel, para que possíveis *debris* pudessem ser recolhidos e analisados posteriormente.

A seguir, os conjuntos protéticos também foram removidos da câmara de ensaio e as superfícies de contato foram então, caracterizadas por meio de medidas de rugosidade e observações via microscopia óptica e eletrônica de varredura.

## 5 – Resultados e Discussão

### 5.1 – Conjunto C1

#### 5.1.1 – Componente Femoral 1 – CF1

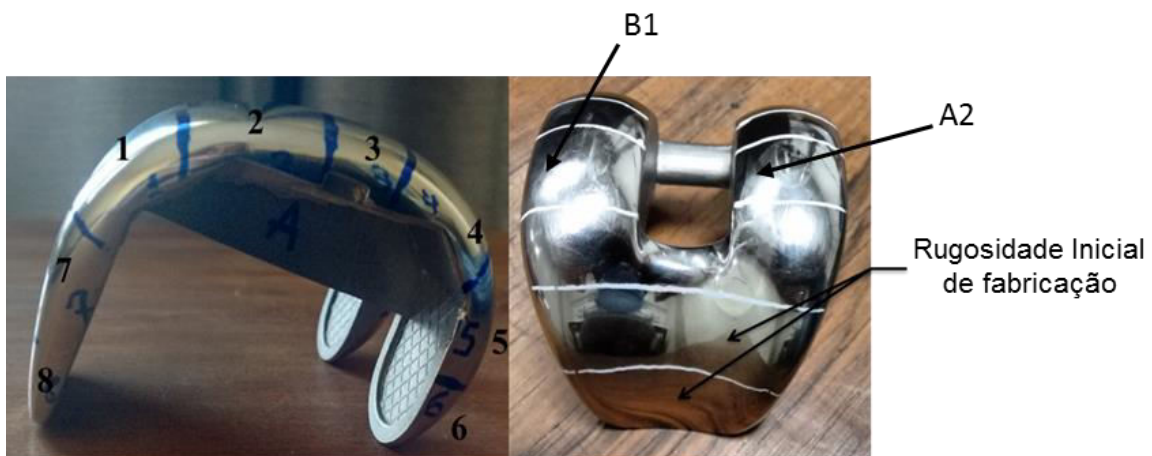
**Rugosidade Superficial:** A superfície, do componente CF1, apresentou-se polida, mas com alguns riscos e marcas originadas pelo manuseio após a remoção da prótese. Foi possível notar pequenos amassados nas regiões externas e centrais do Lado A e interna de B.

A rugosidade superficial “Ra”, do Componente Femoral 1 no final do processo de fabricação, foi de  $0,15 \mu\text{m}$ . O bom acabamento do componente promoveria uma boa resistência ao desgaste e reduziria a possibilidade de desgaste abrasivo do componente polimérico (HUTCHINGS, 1992), além de favorecer um regime de desgaste moderado do componente polimérico e a redução do coeficiente de atrito do conjunto protético.

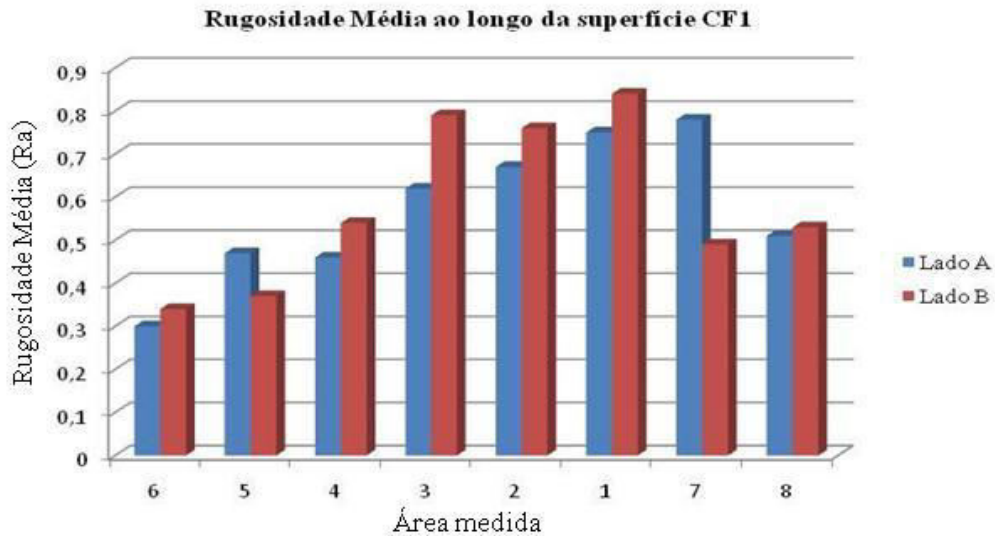
Observou-se também, que nas regiões com contato mais intenso com o polímero (regiões 1, 2, 3 e 4) os valores de rugosidade foram maiores, principalmente nas regiões nomeadas como A2 interna, onde  $Ra = 0,96 \mu\text{m}$  e B1 externa com  $Ra = 1,19 \mu\text{m}$ , como mostrado na Figura 32.

Os valores de rugosidade média medidos ao longo de toda a superfície, nos Lados A e B, são mostrados na Figura 33, possibilitando a visualização e comparação da alteração da rugosidade inicial.

**Figura 32** – Rugosidade superficial na superfície do Componente Femoral 1.



Fonte: Elaboração da autora.

**Figura 33** – Rugosidade Média ao longo da superfície CF1.

Fonte: Elaborado pela autora.

Conforme dito anteriormente, este conjunto foi fabricado para substituir a articulação do joelho direito, e os maiores valores de rugosidade verificados no Lado B (que corresponde ao côndilo medial) sugerem a falta de perpendicularidade do corte com relação ao eixo mecânico do membro inferior, chamado Linha de Maquet (REZENDE, 2013).

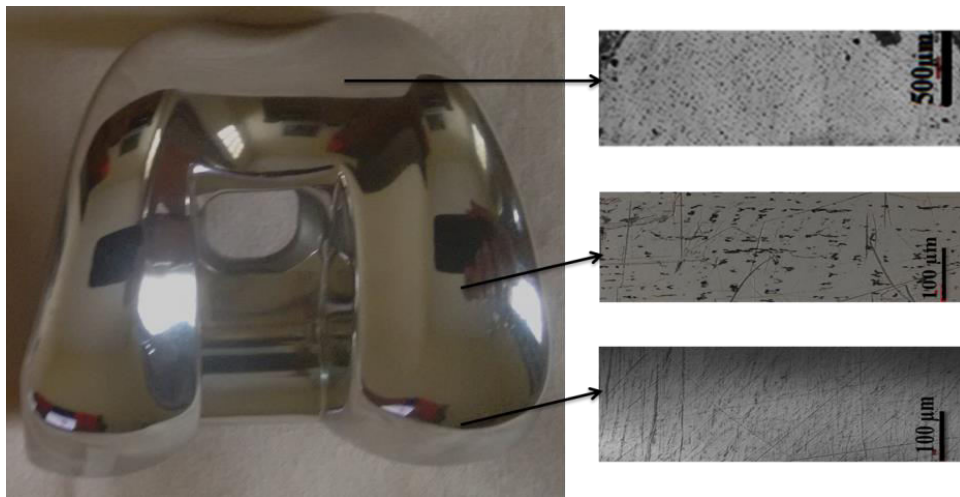
O corte ósseo, quando realizado com erro pode causar danos ao implante, uma vez que sobrecarrega uma região, enquanto que o corte adequado proporciona melhor distribuição de tensões (REZENDE, 2013; CAMARGO, 2008). Um erro maior que 3° é considerado perigoso para o sucesso do procedimento (REZENDE, 2013).

A definição do ângulo do corte ósseo deveria ser feita em cada caso, mas, atualmente, os cirurgiões têm realizado a artroplastia considerando o ângulo médio da população brasileira, que é de 6,05°. Este valor varia de um lugar para outro, sendo que em alguns países da Europa, o ângulo médio é de 5,7°. A média nacional brasileira, entretanto, exclui aproximadamente 20% dos pacientes, causando-lhes alinhamento insuficiente (REZENDE, 2013), favorecendo a falha precoce do conjunto.

Estes dados permitem concluir que a escolha do ângulo do corte ósseo femoral não foi adequada para o paciente em questão, colocando-o como parte dos pacientes com estrutura óssea diferenciada.

**Microscopia CONFOCAL:** O microscópio CONFOCAL permite associar as rugosidades superficiais com o as superfícies em que as medições foram realizadas. Verificou-se que os maiores valores de rugosidade coincidem com marcas mais nítidas geradas no contato com o componente polimérico. Estas marcas já não são vistas onde o contato é pouco freqüente ou inexistente. De fato, na região 6, há ausência de total de marcas, indicando que não houve contato nesta região, como visto na Figura 34.

**Figura 34** – Superfície Componente Femoral 1 – Análise CONFOCAL.



Fonte: Elaboração da autora.

**Densidade:** A densidade calculada para o Componente Femoral 1 foi  $5,05 \text{ g/cm}^3$ . Este valor não permitiu identificar conclusivamente o tipo de material usado na fabricação deste componente, por não ser próximo de nenhum dos materiais, geralmente, utilizados em ortopedia (CALLISTER, 2007, FERREIRA, 2007; VAN VLACK, 2000).

**Dureza:** Foram encontrados duas faixas de valores de dureza bem localizadas no Componente Femoral 1. Uma com valores de  $370 \pm 10 \text{ HV}$ , na superfície e em regiões próximas a ela; e outra com valores de  $335 \pm 05$ , no interior da peça. A maior dureza superficial encontrada sugere que o material sofreu algum tipo de processo que elevou sua dureza, visando torná-lo mais resistente ao desgaste, talvez um forjamento. Por outro lado, o material mais macio no “bulk” preveniria uma possível soltura da prótese por afrouxamento do implante.

**Análise Química:** A análise química via EDS– Espectroscopia por Energia Dispersiva permitiu identificar a presença de cobalto, cromo e molibdênio como principais elementos na liga do Componente Femoral 1, como é mostrado na Tabela 8.

**Tabela 8 – Composição química da amostra CF1.**

| <b>Composição da Amostra C1 – EDS Microscopia Eletrônica de Varredura</b> |           |           |           |           |           |           |           |          |          |
|---|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|
| <b>Elemento</b>   | <b>Co</b> | <b>Cr</b> | <b>Mo</b> | <b>Tl</b> | <b>Fe</b> | <b>Si</b> | <b>Al</b> | <b>S</b> | <b>P</b> |
| <b>%</b>  | 63,63     | 28,86     | 5,20      | 1,15      | 0,24      | 0,82      | 0,02      | 0,06     | 0,02     |

Fonte: Elaborado pela autora.

A composição química encontrada sugere que se trata de uma liga conhecida como Stellite 21 ASTM F799 (ASTM F977-11). Esta liga pode ser processada de varias formas, como fundida, moldada e forjada (MEDLIN, 2004; RATNER, 1996). Quando fundida, ela pode ser depois forjada em temperaturas elevadas, a partir de 800°C; normalmente, entre 926°C e 1190°C. (RATNER, 1996; SANTOS, 2012)

As análises apontaram também, a presença do elemento tálio. A concentração encontrada na amostra não deve ser considerada como uma impureza, pois seu teor, principalmente, em alguns dos carbonetos chega a ser de 5,5%.

O Tálío (Tl) é um material metálico raro, de número atômico  $z = 81$ , tem características semelhantes às do chumbo e do alumínio. É um material macio, que oxida rapidamente ao entrar em contato com o ar. É difícil e considerado economicamente inviável a sua exploração direta, por isso é normalmente obtido como produto secundário da mineração de materiais como chumbo, cobre e zinco. É normalmente utilizado em atividades tecnológicas, principalmente, como elemento gerador de contraste em exames de imagem cardiológicos. É também utilizado na fabricação de vidros refratários, e um grande número de pesquisas tem sido realizado para aproveitar suas características em materiais supercondutores e termoelétricos. (ITAOESTE; QUIMILAB; SOFT CIÊNCIAS).

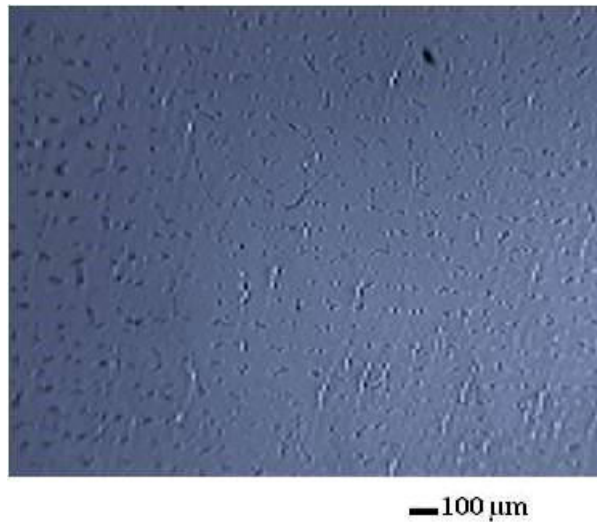
O tálio deve ser manuseado com cuidado por ser tóxico, assim como seus óxidos gerados pelo contato com a atmosfera. Se contaminado, o indivíduo apresenta distúrbios gastrointestinais e nervosos, além de perda rápida de cabelo, embora pequena quantidade possa escurecer o cabelo (SOFT CIÊNCIAS). A aplicação do tálio no tratamento de doenças de pele foi realizada, mas sua toxicidade tornou o tratamento inválido. Tem função de veneno para ratos, se manipulado como sulfato, é insípido e inodoro. Há a possibilidade de que seja cancerígeno (MSPC). Era utilizado pela KGB como veneno para eliminar espiões, os íons de tálio, no corpo humano agem como o potássio e se acumulam principalmente nos rins, sendo lenta a sua eliminação, prejudicando a atividade celular, principalmente no sistema nervoso.

Pode causar insônia, paralisia muscular e vontade de morrer (NOGUEIRA, 2005). Também adere ao sangue, tanto na hemoglobina quanto no plasma (SULLIVAN, 2001).

### Análises Metalográficas

**Microscopia Óptica (MO):** Na Figura 35, é mostrada uma imagem da superfície, sem ataque, da amostra CF1. Nesta imagem já é possível identificar algumas características de sua microestrutura, uma matriz com carbonetos.

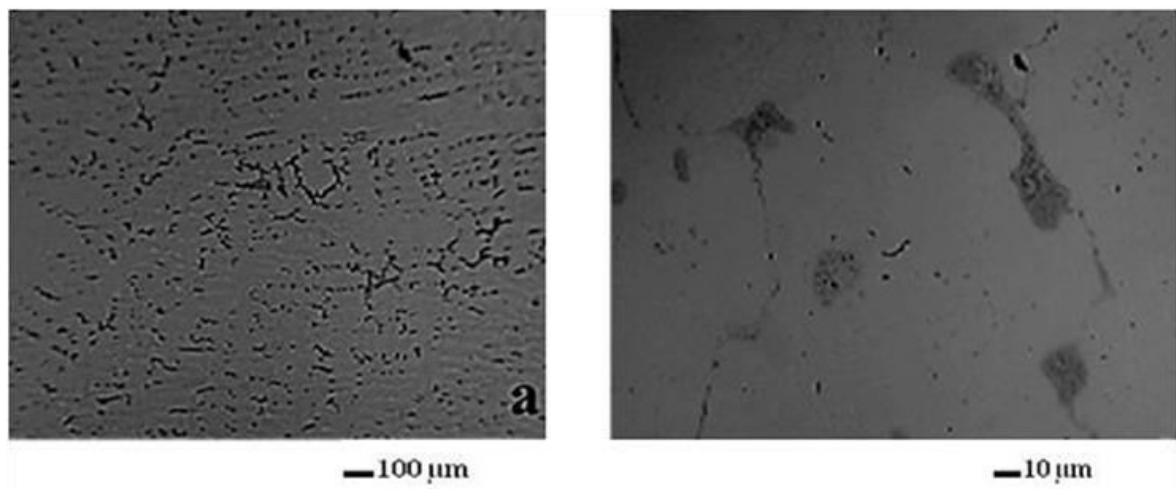
**Figura 35** – Amostra CF1 – sem ataque – MO.



Fonte: Elaborado pela autora.

O resultado do ataque químico é mostrado na Figura 36. Observam-se carbonetos dispersos na matriz, sendo que os carbonetos aparecem nos contornos de grão.

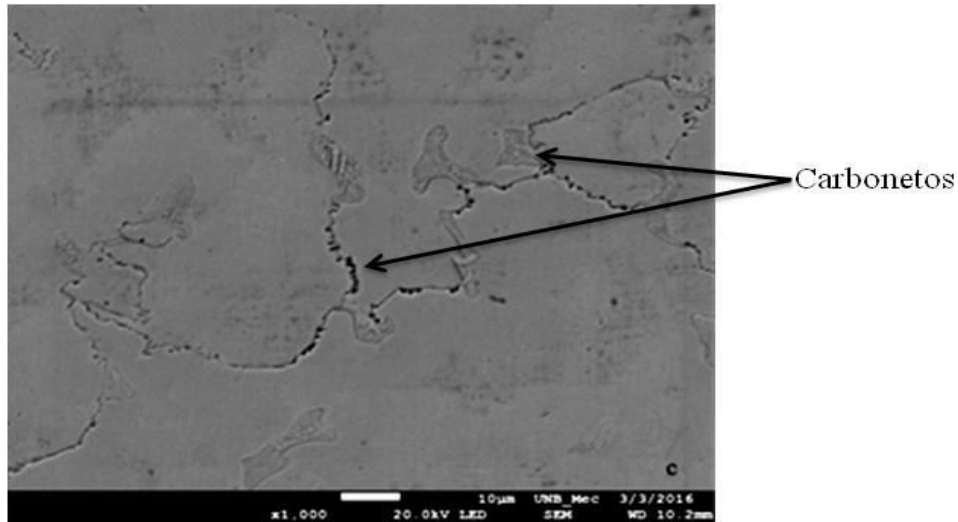
**Figura 36** – Microestrutura Amostra CF1 – MO.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV):** Nas imagens mostradas na Figura 37, é possível notar os carbonetos nas regiões de contorno de grão.

**Figura 37** – Microestrutura Amostra CF1 – MEV.

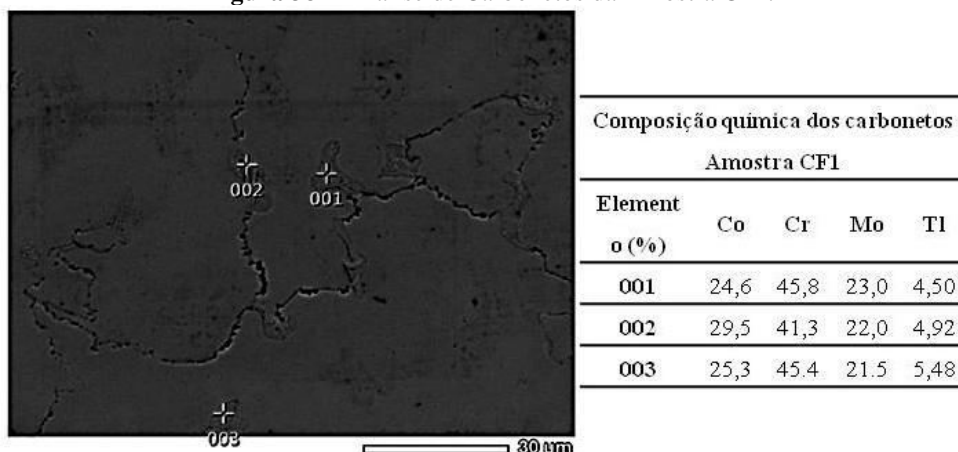


Fonte: Elaborado pela autora.

Segundo (GIACCHI, 2011), carbonetos nas extremidades dos grãos são importantes para o endurecimento do material. Diferentemente de carbonetos com estrutura lamelar, cuja estrutura está relacionada ao resfriamento lento sofrido durante a fabricação do material.

A forma e localização dos carbonetos, junto com sua composição permitem afirmar que a liga foi solidificada ou solubilizada em temperaturas abaixo de 990°C (ZANGENEH, 2012; GIACCHI, 2011, RATNER, 1996), fato em conformidade com a temperatura de forjamento. Análises químicas via EDS mostraram uma matriz rica em cobalto, com cromo e molibdênio solubilizados; e carbonetos ricos em cromo, molibdênio e tálio, como mostrado na Figura 38.

**Figura 38** – Análise de Carbonetos da Amostra CF1.



Fonte: Elaborado pela autora.



### 5.1.2 – Componente Polimérico 1 – CP1

**Rugosidade Superficial:** A rugosidade inicial medida foi  $R_a = 0,92 \mu\text{m}$ , valor relativamente alto quando comparado com o CF1 ( $R_a = 0,15 \mu\text{m}$ ) devido ao processo de usinagem utilizado na fabricação deste componente. Nas cavidades onde houve o contato com o CF1, a rugosidade foi  $1,93 \mu\text{m}$ , no Lado A e  $2,56 \mu\text{m}$ , no Lado B. Estes valores são conformes àqueles encontrados no CF1, onde o lado B também apresentou maiores valores de rugosidade.

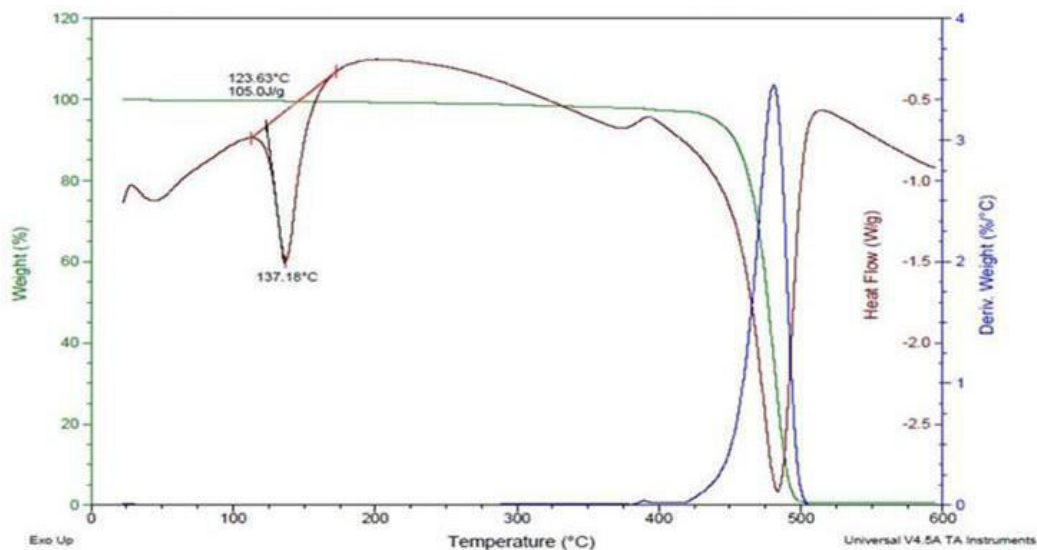
**Densidade:** A densidade calculada do Polímero 1 foi de  $0,926 \text{ g/cm}^3$ . Este valor é próximo ao valor encontrado para o Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE), que é  $0,94 \text{ g/cm}^3$ , porém muito dentro também da faixa de valores encontrada para o Polietileno de Baixa Densidade (LDPE), que é  $0,92$ .

Há informações sobre a utilização de outros polímeros, além do UHMWPE, na fabricação de próteses (PINA, 2011; JAHAN, 2016). Há, então, motivos para a realização de outros ensaios para a caracterização correta deste material.

**Análise Térmica:** A análise térmica foi usada para determinar com maior exatidão o tipo de polímero utilizado para a fabricação da base polimérica.

A curva gerada pelo ensaio é mostrada na Figura 39.

**Figura 39** – Curva gerada no ensaio DSC – CP1.



Fonte: Elaborado pela autora.

A cristalinidade calculada neste polímero foi 36,30%. É um valor baixo, considerando-se que o esperado deveria estar próximo de 45%. A temperatura em que

aconteceu a fusão do material foi  $T_f = 137,18^\circ\text{C}$ , temperatura bastante próxima do valor tabelado para o UHMWPE, que é  $135^\circ\text{C}$  (COUTINHO, 2003; FARIAS, 2007; FERREIRA, 2007).

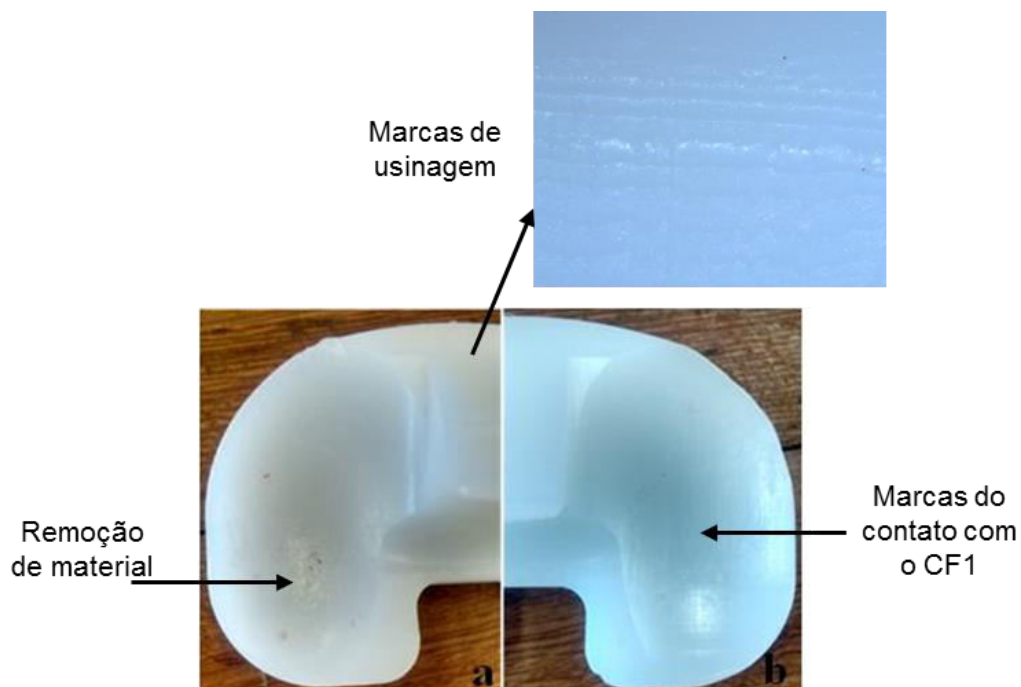
Segundo (FERREIRA, 2007), a baixa cristalinidade do polímero é o resultado de doses elevadas de radiação utilizadas no processo de fabricação deste componente, normalmente, acima de 150 kGy. Uma baixa cristalinidade afeta negativamente as propriedades mecânicas, causando enfraquecimento. A dose utilizada para esterilização de dispositivos médicos e biomateriais é de 25 kGy (RATNER, 1996).

Portanto, pode-se inferir que o Polímero 01 sofreu radiação não só para esterilização, mas também para reticulação, e em altas doses, o que poderia ter provocado danos à estrutura.

É possível concluir que o Polímero 01 é composto de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE), que foi usinado após a moldagem, e depois irradiado com altas doses de radiação gama, tornando-o frágil e inadequado para a utilização ortopédica.

**Micrografia:** A superfície do Polímero 1 apresenta marcas de usinagem em toda a superfície, as mesmas que podem ser vistas a olho nu. Estas marcas aparecem perpendiculares ao sentido de movimento da prótese, como é mostrado na Figura 40. É possível observar também, marcas características do contato com o componente femoral, assim como marcas que sugerem dano superficial por meio da remoção de material (desgaste).

**Figura 40** – Componente Polimérico 1. (a) Lado B e (b) Lado A.

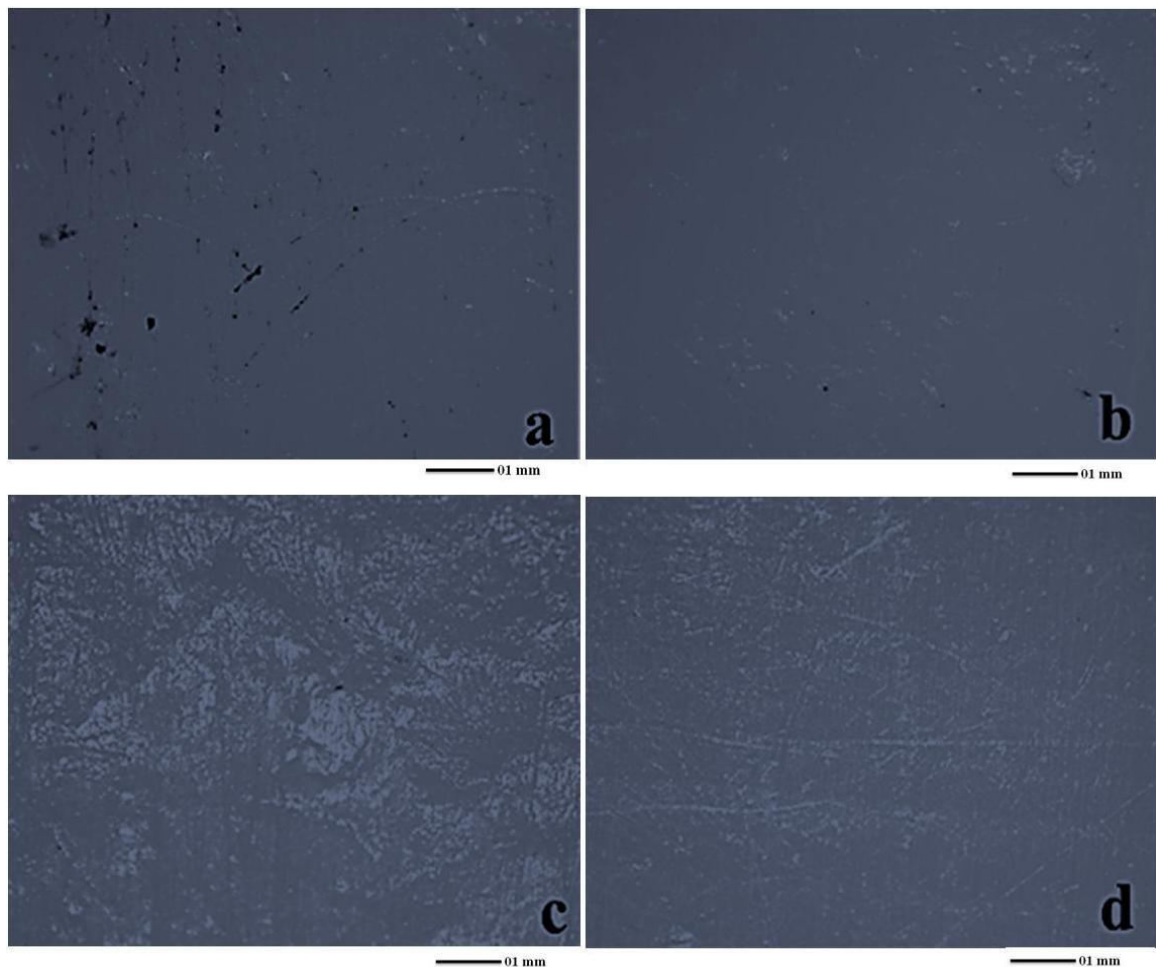


Fonte: Elaborado pela autora.

**Lupa Estereoscópica:** Utilizando este equipamento foi possível observar, com maior clareza, evidências de dano superficial (deformação plástica e remoção de material) sofrida pelo polímero devido ao contato com o CF1.

O lado B, mostrado na Figura 41 (a), exibe mais evidências de perda de material que o Lado A (Figura 41 (b)). De mesma forma, o Lado B (Figura 41 (c)) apresenta também, sinais de maiores deformações plásticas sofridas, comparadas com as do lado A (Figura 41 (d)).

**Figura 41** – Superfície Polimérica – Lupa estereoscópica.



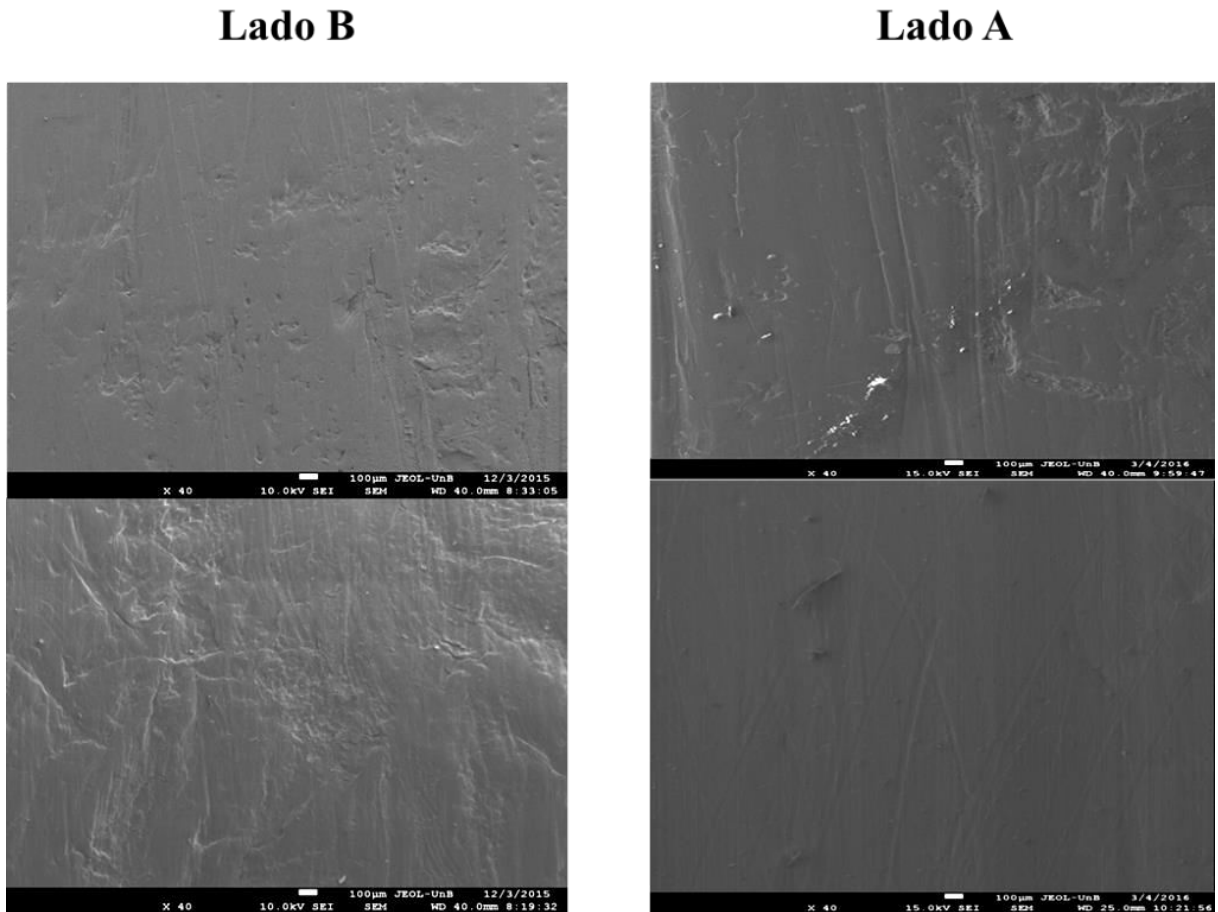
Fonte: Elaborado pela autora.

**Microscopia Eletrônica de Varredura:** Nas análises realizadas na superfície do Polímero 1 nenhum elemento metálico foi encontrado, o que permite afirmar que, não houve transferência de material do CF1 para o polímero durante o período em que o conjunto protético 1 ficou implantado.

Com as análises via EDS não foi possível determinar a composição do material. Isto porque a técnica não é capaz de identificar materiais de baixo número atômico.

Algumas imagens das superfícies avaliadas são mostradas na Figura 42. Notam-se as marcas deixadas pelo contato com o CF1, assim como marcas de remoção de material. As imagens corroboram também, o exposto anteriormente, onde por meio de medidas de rugosidade, verificou-se que o Lado B sofreu maior dano superficial que o Lado A.

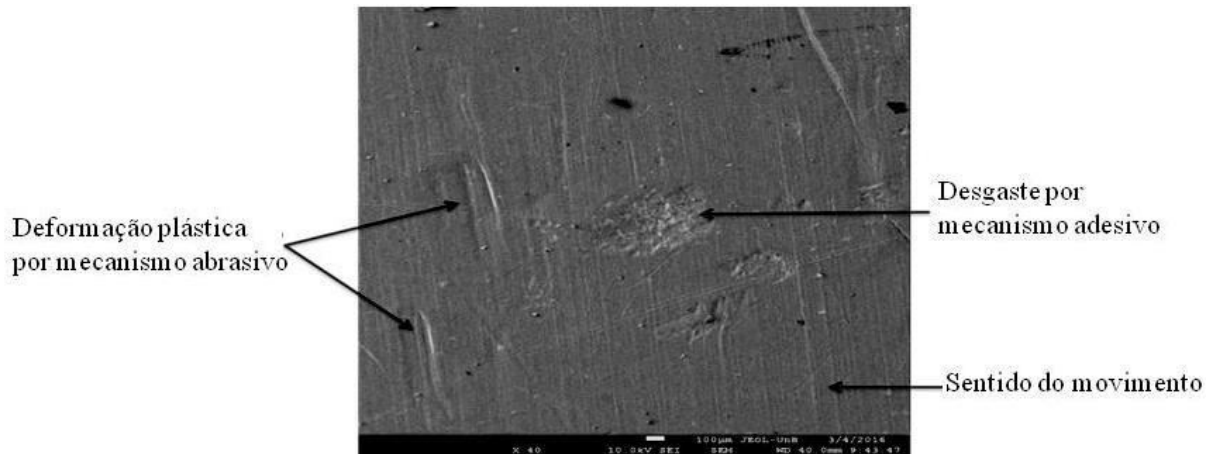
**Figura 42** – Superfícies do Componente Polimérico 1 – MEV.



Fonte: Elaboradopela autora.

Análises mais detalhadas do dano superficial ocorrido no polímero, durante o contato com a CF1, podem ser observadas na Figura 43. Nesta figura, são mostradas evidências do sentido de movimento ocorrido no contato, além de marcas de deformação plástica provocadas por efeitos abrasivos (microsulcamento) e de desgaste por deslizamento (adesão).

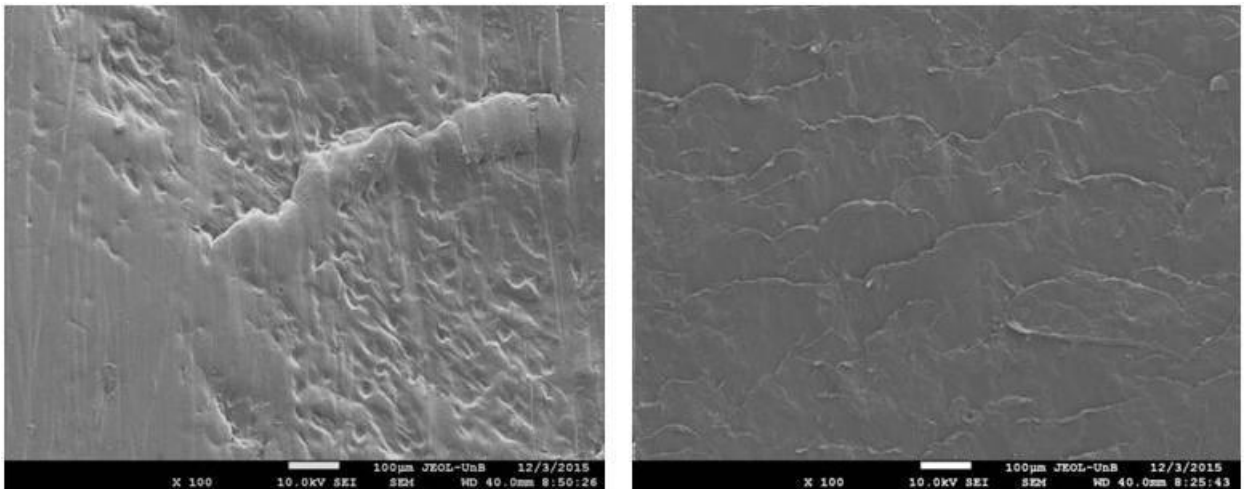
**Figura 43** – Superfície Lado A – Componente Polimérico 1.



Fonte: Elaborado pela autora.

O principal mecanismo causador da perda de material encontrado no Componente Polimérico foi a adesão. As “escamas” vistas na Figura 44 sugerem que a superfície do polímero sofreu grandes deformações plásticas, que promoveriam a remoção de material. O material que se desprenderia poderia ser eliminado do sistema; ou ficar aderido temporariamente à superfície do componente femoral e depois voltar a se fixar na superfície do polímero da qual se despreendeu. (HUTCHINGS, 1992)

**Figura 44** – Degaste por mecanismo adesivo – Componente Polimérico 1.



Fonte: Elaborado pela autora.

O desgaste por abrasão não deveria ser desconsiderado apesar da enorme diferença de dureza entre o polímero e o CF1; e a menor rugosidade superficial do CF1. Pois pequenos *debris* poderiam ser soltar de uma das superfícies e se tornar partículas abrasivas que facilmente promoveriam a retirada de material por mecanismos cortantes.

O desgaste do conjunto protético, seja do componente metálico como do polimérico, é um fator que pode causar cirurgias de revisão, já que podem gerar infecções e inflamações; e em alguns casos, provocar a soltura do implante. Quando os *debris* não conseguem sair do sistema tribológico, podem causar abrasão, seja por rolarem livremente entre as superfícies ou por fixarem-se a uma delas, “arranhando” o outro corpo (RATNER, 1996; ROCHA, 2006; FARIAS, 2015; HUTCHINGS, 1992).

### 5.1.3 – Componente Tibial 1 –CT1

**Densidade:** A densidade calculada no Componente Tibial 1 foi de 2,30 g/cm<sup>3</sup>, valor muito próximo dos valores encontrados para ligas à base de titânio, diferentemente da dos aços inoxidáveis e das ligas à base de cobalto. Este dado auxiliou na preparação metalográfica das amostras e nas análises no MEV.

**Dureza:** A dureza medida no CF 2 foi de 310 ± 05 HV. Este valor é adequado para ligas à base de titânio.

**Análise Química via MEV-EDS:** A composição química do Componente Tibial 1 é mostrada na Tabela 9. Esta composição permite caracterizá-lo como sendo de uma liga Ti-6Al-4V ELI (extra low interstitials) (RATNER, 1996; MEDLIN, 2004; PARK, 2007; ASTM F136-13).

**Tabela 9** – Composição Química – Componente Tibial 01.

| Composição Química – Componente Tibial 1 |       |      |      |      |      |      |       |      |
|--|-------|------|------|------|------|------|-------|------|
|  | Ti    | Al   | V    | O    | N    | C    | H     | Fe   |
| <b>Amostra CF1</b>                       | 90,39 | 5,15 | 3,89 | -    | -    | -    | -     | -    |
| <b>Ti-6Al-4V</b>                         | Base  | 5,50 | 3,50 | 0,13 | 0,05 | 0,08 | 0,012 | 0,25 |
|  |       | 6,50 | 4,50 | max  | max  | max  | max   | max  |

Fonte: Elaborado pela autora; RATNER, 1996; MEDLIN, 2004.

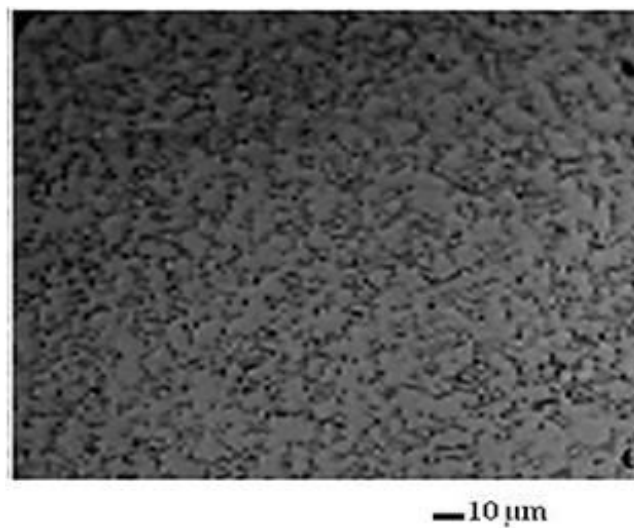
Esta liga é a mais utilizada na fabricação de componentes ortopédicos e possui boa resistência ao desgaste, além de boa resistência à corrosão, boa ductilidade e baixa densidade (MEDLIN, 2004; MAO, 2013).

## Análises Metalográficas

**Microscopia Óptica:** Após o polimento, uma amostra de CT1 foi observada no microscópio óptico. Sem ataque o material é homogêneo e não apresenta uma microestrutura aparente, como a liga de cobalto-cromo.

A seguir, a amostra foi atacada com solução de ácido fluorídrico. A microestrutura revelou pequenos grãos com a presença de duas fases,  $\alpha$  e  $\beta$ . Na imagem da Figura 45, nota-se a predominância de fase  $\alpha$  (fase clara).

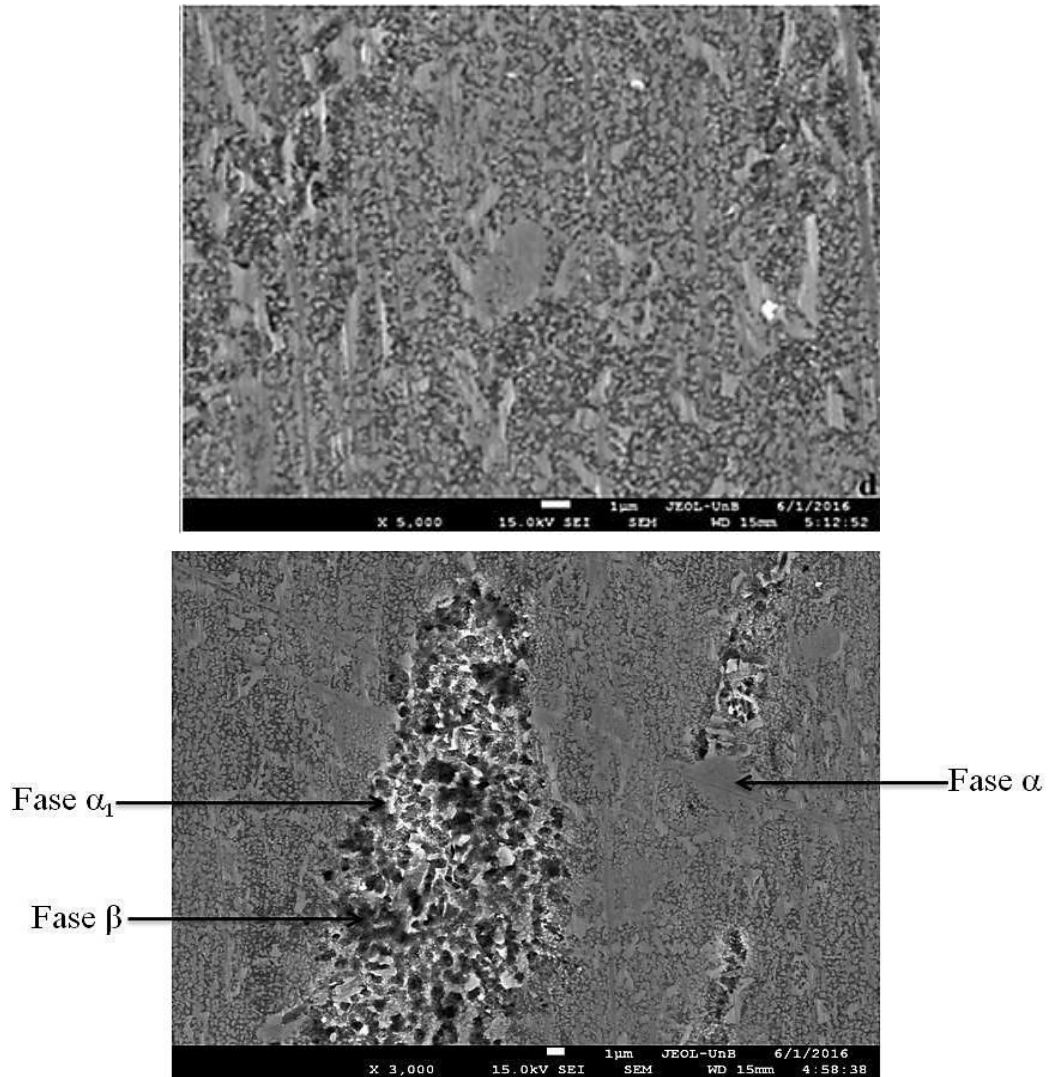
**Figura 45** – Microestrutura Amostra CT1.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Microscopia Eletrônica de Varredura:** As imagens obtidas pelo MEV mostraram grãos pequenos, como os mostrados na Figura 46. Observa-se também, a predominância da fase  $\alpha$  (mais clara), favorecida pela porcentagem de alumínio presente na liga. É possível ainda ver, em algumas regiões, a presença residual de fase  $\beta$ . Sabe-se que partículas de fase  $\beta$ , quando presentes em grandes quantidades, fragilizam esta liga (STEFANESCU, 2004).

**Figura 46** – Microestrutura Amostra CT1 – MEV.



Fonte: Elaborado pela autora.

A composição das fases mostradas na Figura 46 pode ser vista na Tabela 10.

**Tabela 10** – Composição química das fases da Amostra CT1. (Elaborado pela autora).

| <b>Composição química das fases Amostra CT1</b> |           |           |          |
|---|-----------|-----------|----------|
|   | <b>Ti</b> | <b>Al</b> | <b>V</b> |
| <b>Fase <math>\alpha_1</math></b>               | 90,08     | 6,89      | 3,00     |
| <b>Fase <math>\alpha</math></b>                 | 85,82     | 7,52      | 5,44     |
| <b>Fase <math>\beta</math></b>                  | 83,03     | 6,57      | 10,10    |



## 5.2 – Conjunto C2

### 5.2.1 – Componente Femoral 2 – CF2

**Rugosidade Superficial:** O acabamento superficial não tem boa qualidade, apresentando marcas de polimento, principalmente nas regiões de contato, como visto na Figura 47, possibilitando inferir que o processo de fabricação foi deficiente. As medidas de rugosidade realizadas confirmam esta observação.

**Figura 47 – Marcas de polimento – CF 2.**



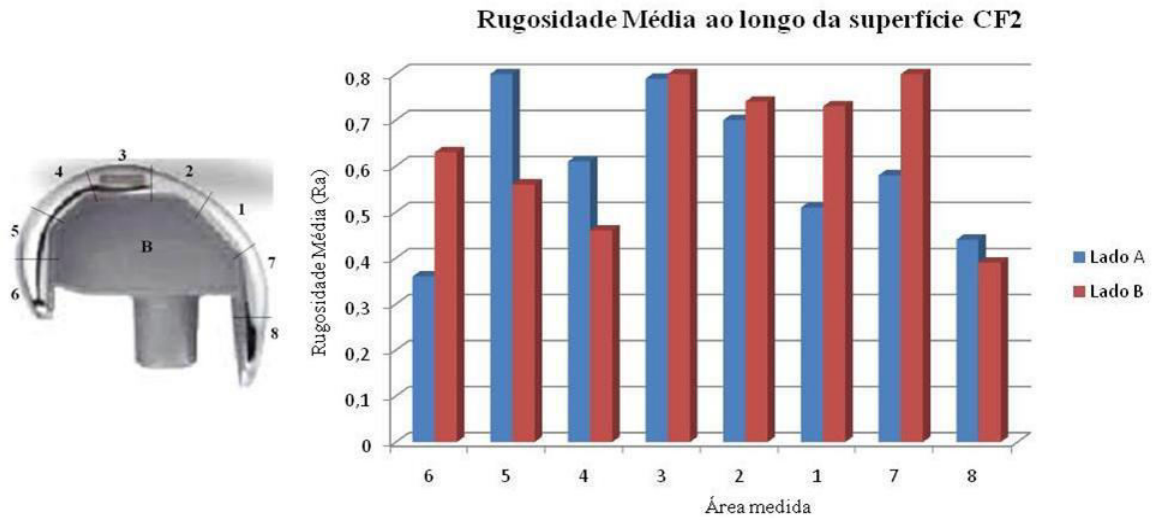
Fonte: Elaborado pela autora.

A rugosidade inicial do CF2, como fabricado, é próxima a  $Ra = 0,30 \mu\text{m}$ . Os maiores valores foram obtidos nas regiões: 5A externo e 3B externo, com  $Ra = 0,80 \mu\text{m}$ .

Os valores de rugosidade não seguem um padrão de variação uniforme, pois no Lado B foram encontrados valores mais elevados nas regiões B6, B3, B2, B1 e B7 e no Lado A, nas regiões A5, A4 e A8, os valores médios da rugosidade são mostrados na Figura 48, juntamente com a representação das áreas medidas.

Os elevados valores de rugosidade medidos podem ser explicados ao consideraras marcas de polimento, que aparecem no sentido transversal da peça.

**Figura 48** – Rugosidade Média ao longo da superfície CF2.



Fonte: GOOGLE Images, 2016; Elaborado pela autora.

Os valores de rugosidade superficial possibilitam dizer que assim como aconteceu no Componente Femoral 1, o paralelismo do corte ósseo não atendeu às especificações cirúrgicas, gerando sobrecarga no Lado B, deixando o implante com inclinação insuficiente.

**Microscopia CONFOCAL:** Os elevados valores de rugosidade superficial, encontrados no CF 2, foram comprovados por meio de observações através do microscópio CONFOCAL. Imagens obtidas com este equipamento são mostradas na Figura 49. Percebe-se que nas regiões onde não houve contato metal - polímero, a superfície é homogênea e lisa, enquanto que onde o contato ocorreu, marcas no sentido do movimento e ranhuras são notadas.

**Figura 49** – Superfície do Componente Femoral 2 – Microscopia CONFOCAL.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Densidade:** O valor da densidade calculada foi de  $7,17 \text{ g/cm}^3$ , valor típico de aços inoxidáveis ou ferros cinzentos nodulares (CALLISTER, 2007). Este valor é diferente daquele encontrado no CF 1. Isto sugere que os materiais são diferentes, ou que, caso tenham a mesma composição química, as peças foram fabricadas por processos diferentes.

**Dureza:** A dureza medida no CF 2 foi de  $345 \pm 05 \text{ HV}$ . Neste componente, não foram encontradas variações dos valores de dureza ao longo da peça.

**Análise Química via EDS:** Na Tabela 11 é mostrada a composição química do CF2. Nota-se que se trata de uma liga Cobalto, Cromo e Molibdênio, também com a presença de Tálcio.

**Tabela 11** – Composição Química da Amostra CF2.

| Composição Química do CF 2 |       |       |      |      |      |      |      |      |
|----------------------------|-------|-------|------|------|------|------|------|------|
| Elemento                   | Co    | Cr    | Mo   | Tl   | Fe   | Si   | Al   | P    |
| %                          | 62,46 | 29,88 | 5,33 | 1,56 | 0,03 | 0,49 | 0,06 | 0,19 |

Fonte: Elaborado pela autora.

Considera-se que, tanto o CF 1 quanto o CF 2 são feitos do mesmo material, portanto, pode-se classificar também, a liga do CF2 como um Stellite 21 - ASTM F75 (ASTM F75-12). Entretanto, suas densidades e durezas são diferentes, fatores que confirmam que os dois componentes foram fabricados por processos diferentes. É possível que CF 2 tenha sido fabricado por fundição em “cera perdida” ou também conhecida como fundição de precisão.

### Análises Metalográficas

**Microscopia Óptica:** A microestrutura do CF 2 é constituída por uma formação dendrítica, como mostrado na Figura 50. Esta estrutura é característica da solidificação ocorrida durante um processo de fundição.

**Figura 50** – Estrutura dendrítica do CF2 Microscopia Eletrônica de Varredura.

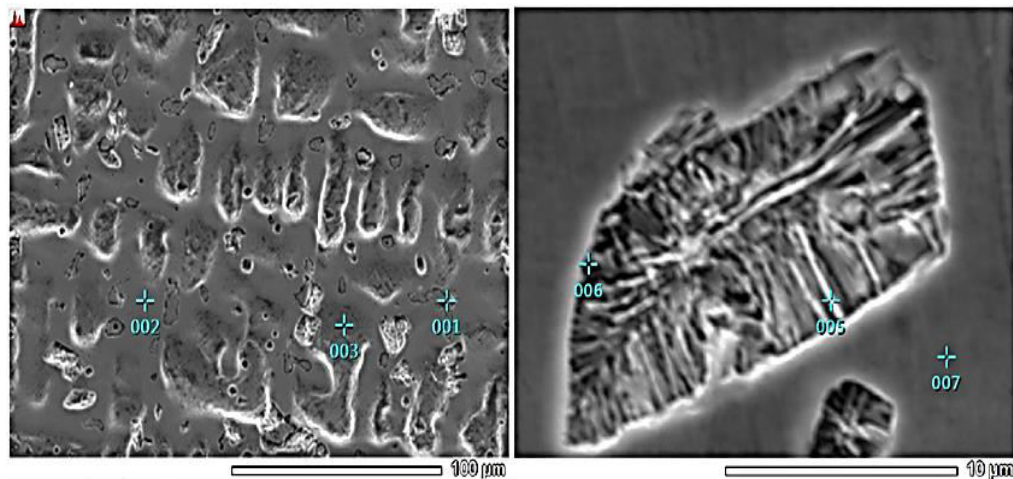


— 10  $\mu\text{m}$

Fonte: Elaborado pela autora.

As imagens obtidas via MEV são apresentadas na Figura 51. Sabe-se que formações dendríticas ocorrem quando a solidificação acontece fora das condições de equilíbrio, em solidificações lentas, e devido à rejeição de soluto pelo material já solidificado (SANTOS, 2006).

**Figura 51** – Microestrutura da Amostra CF2 – MEV.



Fonte: Elaborado pela autora.

A região cinza é a matriz da liga, rica em cobalto, possuindo cromo, molibdênio e tálio em menores proporções, como verificado pelas análises químicas realizadas via EDS; cujos resultados são mostrados na Tabela 12. Esta fase forma as ramificações primárias de formação dendrítica.

As regiões brancas são ricas em cromo e molibdênio. As regiões em cinza escuro ou negras são também ricas em molibdênio e cromo, porém este último apresenta maior porcentagem. É possível que esta estrutura seja formada por carbonetos lamelares.

A estrutura apresenta dendritas com ramos primários grandes e ricos em solutos e com formação de carbonetos pobres em cobalto e observa-se a ausência de tálio na estrutura principal. A fase interdendrítica, por outro lado, é pobre em molibdênio. (SANTOS, 2012; RATNER, 1996; MEDLIN, 2004).

Embora as dendritas grandes, assim como grãos grandes, enfraqueçam os materiais, todas as estruturas encontradas no CF2 são ricas em cromo, fato positivo, por evitar que partículas pobres deste elemento sejam soltas no organismo e oxidem quando em contato com o oxigênio.

**Tabela 12** – Composição dos Micro constituintes do CF2. MEV-EDS.

| <b>Composição Química dos Microconstituintes do CF2</b> |           |           |           |           |           |
|---|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| <b>Elemento (%)</b>                                     | <b>Co</b> | <b>Cr</b> | <b>Mo</b> | <b>Tl</b> | <b>Si</b> |
| <b>Ponto 001</b>  | 24,09     | 43,15     | 31,16     | -         | 1,61      |
| <b>Ponto 002</b>  | 60,62     | 30,62     | 8,05      | -         | 0,60      |
| <b>Ponto 003</b>  | 68,45     | 28,57     | 2,79      | -         | 0,18      |
| <b>Ponto 005</b>  | 48,69     | 37,82     | 10,03     | 2,70      | 0,76      |
| <b>Ponto 006</b>  | 40,33     | 48,61     | 8,61      | 1,85      | 0,60      |
| <b>Ponto 007</b>  | 63,47     | 29,13     | 5,47      | 1,35      | 0,57      |

Fonte: Elaborado pela autora.

### 5.2.1 – Componente Polimérico 2 – CP2

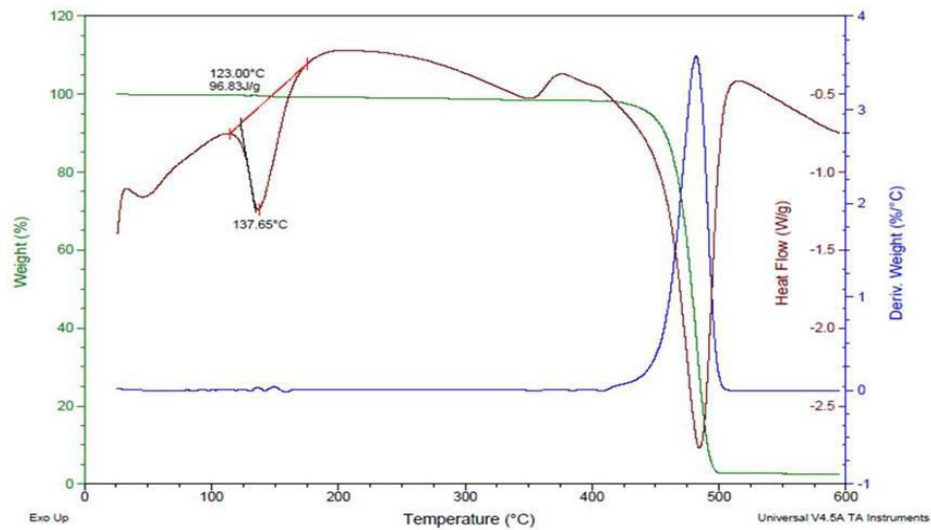
**Rugosidade Superficial:** A rugosidade superficial inicial do Polímero 2 foi de 0,23  $\mu\text{m}$ . Após seu uso, dentro do paciente, a rugosidade na região de contato atingiu valores de 1,20  $\mu\text{m}$  no Lado A e 1,46  $\mu\text{m}$  no Lado B. Estes valores seguem a mesma tendência observada no CF 2.

**Densidade:** A densidade calculada do Componente Polimérico 2 foi de 0,85  $\text{g}/\text{cm}^3$ , valor que difere do valor esperado para o polietileno de ultra alto peso molecular, que é 0,94  $\text{g}/\text{cm}^3$  (CALLISTER, 2007; FARIAS, 2007).

**Análise Térmica:** A cristalinidade calculada para o CP2 foi 33,50%. Assim como a Amostra CP1, apresenta um valor baixo, ao considerar os dados da literatura. A temperatura de fusão do material foi  $T_f = 137,65^\circ\text{C}$ , temperatura semelhante à da Amostra CP1 e, portanto, próxima do valor tabelado para o UHMWPE, que é  $135^\circ\text{C}$  (CALLISTER, 2007; FARIAS, 2007; FERREIRA, 2007).

Pode-se afirmar que o Polímero 2 é composto de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE). Entretanto, uma vez que o CP 2 não apresenta desgaste severo (característica do UHMWPE reticulado com altas doses de raios gama, por causa da fragilização), pode-se inferir que o CP2 não sofreu reticulação (ROCHA, 2006; FERREIRA, 2007; MARCOS 2011). Pode-se inferir também, que ainda que tenha sido reticulado, o material sofreu menores alterações nas propriedades mecânicas, devido talvez à menor quantidade de radiação gama utilizado na sua fabricação. Na Figura 52, é mostrada a curva gerada no ensaio pelo método DSC.

**Figura 52** – Curva gerada no ensaio DSC - CP2.



Fonte: Elaborado pela autora.

Embora a radiação traga consequências nocivas para o material, sua ausência seria ruim porque ela é utilizada para a esterilização do componente protético; evitando assim, que um implante contaminado seja colocado no paciente e provoque prejuízos futuros à sua saúde.

### Micrografia

**Lupa Estereoscópica:** Com este equipamento foi possível visualizar os danos sofridos pelo componente polimérico enquanto implantado, como pode ser visto a Figura 53. É possível notar marcas que evidenciam deformação plástica, no sentido do movimento durante o contato; entretanto, não fica claro se há sinais de desgaste adesivo.

**Figura 53** – Superfície Polimérica 02 – Lupa Estereoscópica.

**Lado B**



**Lado A**

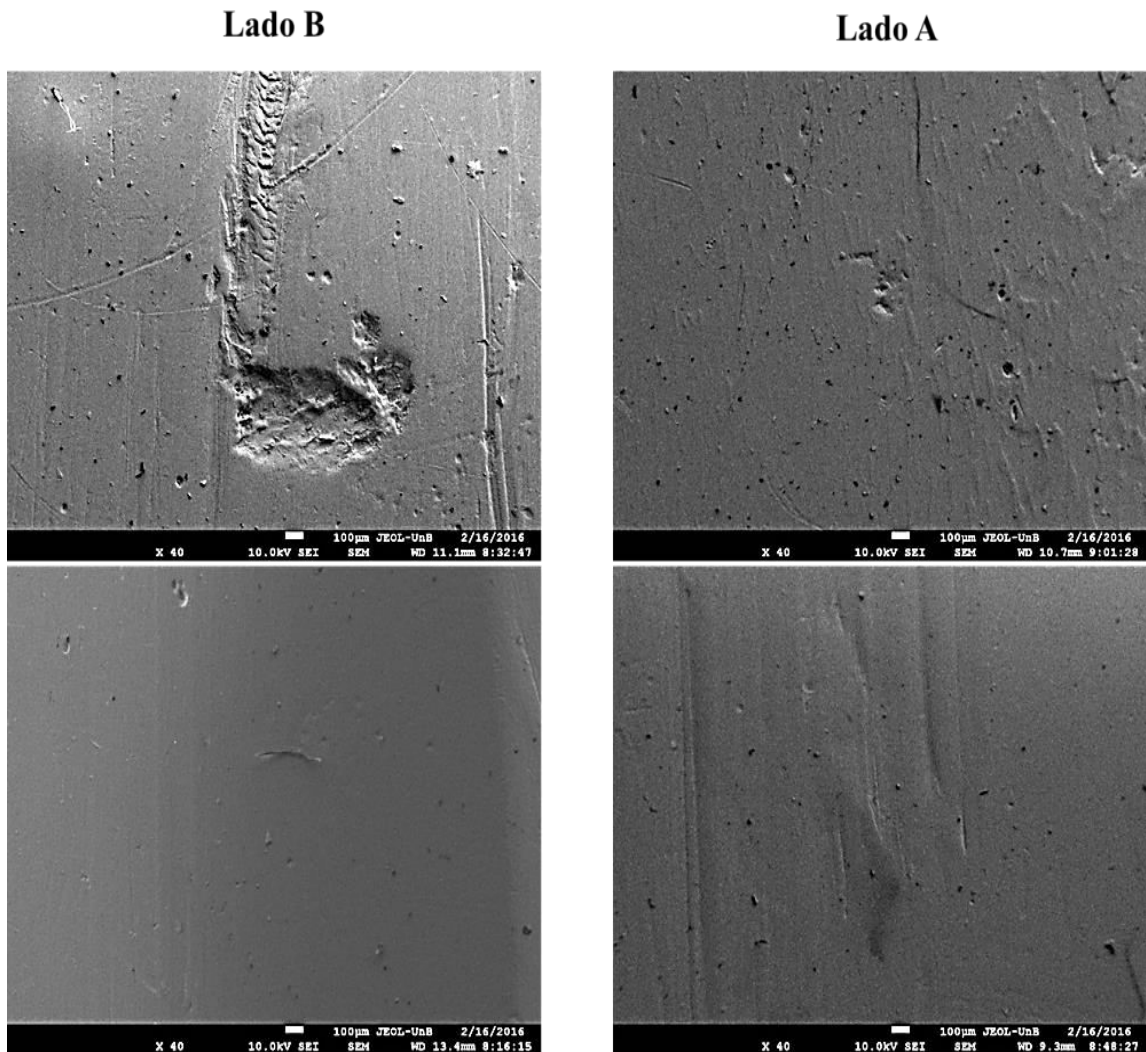


Fonte: Elaborado pela autora.

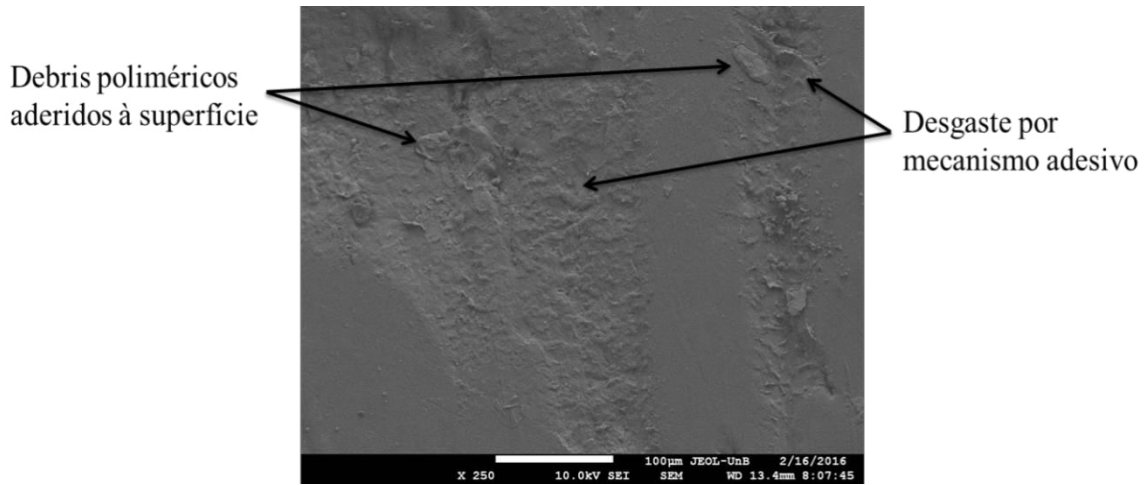
**Microscópio Eletrônico de Varredura:** Na Figura 54, são mostradas imagens das superfícies de contato dos lados A e B do Componente Polimérico 2. As imagens apontam uma superfície sem muitos danos, embora sejam vistas evidências de desgaste adesivo sofrido no Lado B; e, no Lado A, somente sinais de deformação plástica com algumas marcas produzidos por mecanismos abrasivos (microsulcamento).

Uma imagem mais detalhada do lado B é mostrada na Figura 55. Nesta notam-se “escamas” formadas pela adesão do polímero ao componente metálico. Além disso, também são observadas partículas aderidas à superfície, indicando que após se soltarem durante o contato, elas voltaram ao polímero e ficaram aderidas a ele.

**Figura 54** – Superfície Componente Polimérico 02 – MEV.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Figura 55** – Desgaste Componente Polimérico 02 Lado B.

Fonte: Elaborado pela autora.

### 5.2.3 – Componente Tibial – CT2

**Densidade:** A densidade calculada do Componente Tibial 2 foi de 8,2 g/cm<sup>3</sup>. O valor calculado é próximo daqueles encontrados nos aços inoxidáveis.

**Dureza:** A dureza medida no Componente Tibial 2 foi de 200 ±05 HV. Este valor é semelhante a outros encontrados em aços inoxidáveis austeníticos.

**Composição Química – EDS:** A composição química do Componente Tibial 2 é mostrada na Tabela 13. Segundo sua composição, o material poderia ser classificado como um aço inoxidável 316L (MEDLIN, 2004; PARK, 2007; RATNER, 1996).

**Tabela 13** – Composição Química – Componente Tibial 2.

| Composição Química – Componente Tibial 02 |       |       |       |      |      |      |      |      |      |      |      |
|---|-------|-------|-------|------|------|------|------|------|------|------|------|
|   | Fe    | Cr    | Ni    | Mo   | Mn   | Si   | Cu   | C    | N    | S    | P    |
| <b>Amostra CT2</b>                        | 68,42 | 17,42 | 10,67 | -    | 2,01 | 0,39 | -    | -    | -    | -    | -    |
| <b>316L</b>                               | Base  | 17,00 | 13,00 | 2,25 | 2,00 | 0,75 | 0,03 | 0,03 | 0,10 | 0,01 | 0,25 |
|   |       | 19,00 | 15,00 | max  | max  | max  | max  | max  | max  | max  | max  |

Fonte: Elaborado pela autora.

É importante salientar que o material do Componente Tibial 2 não apresentou a quantidade mínima de níquel estabelecida para o aço inoxidável 316L, mesmo sendo o níquel um dos principais componentes para os aços inoxidáveis. O baixo teor de níquel reduz a resistência à corrosão e a ductilidade do material. Embora as superfícies sejam normalmente recobertas por óxido de cromo, partículas com maior capacidade de oxidação podem se desprender do material, causando infecções na região do implante ou mesmo atingindo a

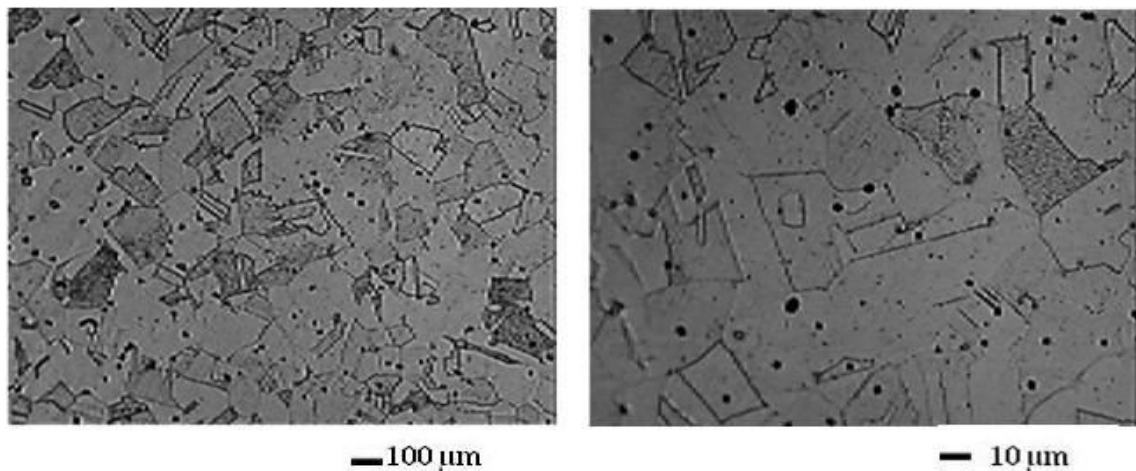


corrente sanguínea. O níquel também é importante para a estabilização da austenita (fase não magnética) e melhora a resistência mecânica do aço. (MEDLIN, 2004).

### Análise Metalográfica

**Microscopia Óptica:** As imagens obtidas por microscopia óptica revelou uma microestrutura 100% austenítica, como vistas na Figura 56. Embora sejam observados grãos com diferenças na coloração e textura, isso se deve as diversas orientações dos grãos.

**Figura 56** – Microestrutura Componente Tibial 02 – Microscopia Óptica.



Fonte: Elaborado pela autora.

Na imagem são observados também, pontos escuros, finamente, dispersos na superfície. Estes pontos são sinais de corrosão por *pite* sofrido pelo material durante a preparação metalográfica.

**Microscopia Eletrônica de Varredura:** As imagens feitas pelo MEV, mostradas na Figura 57, corroboram os detalhes vistos com o microscópio óptico. Uma matriz austenítica e marcas de corrosão, causadas pela manipulação da amostra, são nitidamente observadas.

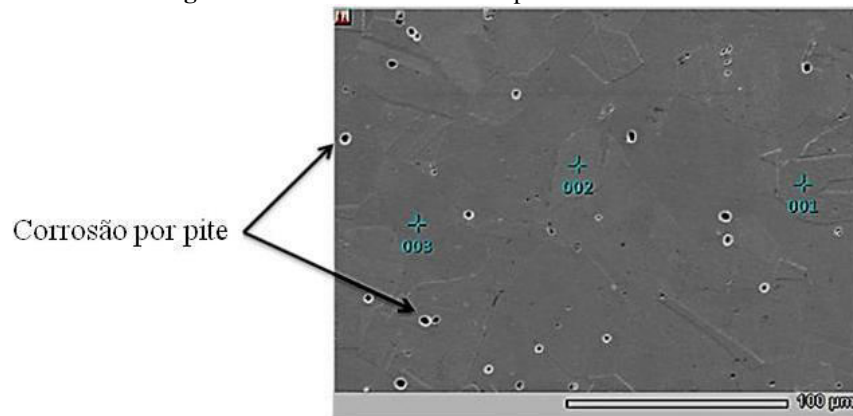
Análises de composição química realizadas em alguns pontos da superfície verificam também, a homogeneidade do material, como mostrado na Tabela 14.

**Tabela 14** – Composição Química – Microestrutura Componente Tibial 02.

| Composição química da microestrutura Componente Tibial 02. |       |       |      |       |      |      |      |
|--|-------|-------|------|-------|------|------|------|
|  | Fe    | Cr    | Mn   | Ni    | S    | P    | Si   |
| Ponto 001  | 69,24 | 16,95 | 2,12 | 10,84 | 0,47 | -    | 0,33 |
| Ponto 002  | 69,22 | 17,30 | 2,12 | 10,35 | 0,51 | 0,12 | 0,34 |
| Ponto 003  | 68,95 | 17,27 | 2,00 | 10,75 | 0,51 | 0,12 | 0,41 |

Fonte: Elaborado pela autora.

**Figura 57** – Microestrutura Componente Tibial 2 – MEV.



Fonte: Elaborado pela autora.

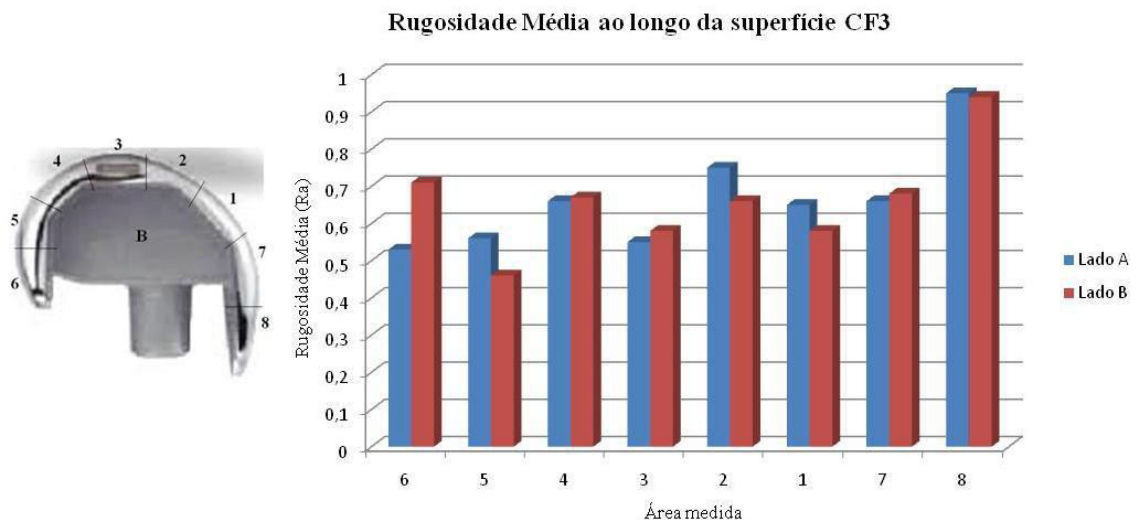
### 5.3 – Conjunto 3

#### 5.3.1 – Componente Femoral 3 – CF 3

**Rugosidade Superficial:** Esta peça tem bom acabamento superficial e não apresenta marcas de polimento; e a rugosidade de fabricação medida foi de  $0,24\mu\text{m}$ .

Este componente apresenta uma rugosidade bem homogênea em toda sua superfície. De toda forma, os maiores valores de rugosidade foram encontrados nas bordas externas dos Lados A e B. Sendo que o Lado A apresenta maior rugosidade nas regiões 1, 2, 5 e 8; enquanto que no Lado B os maiores valores foram das regiões 3, 4, 6 e 7; ainda assim, os valores são muito próximos. Nas regiões, A2 interna e B1 externa, a rugosidade foi de  $0,95\mu\text{m}$ , o que pode indicar uma ligeira inclinação (quase nula) do componente metálico. Os valores de rugosidade média medidos no Componente Femoral 3 são mostrados no gráfico da Figura 58, juntamente com a indicação das áreas.

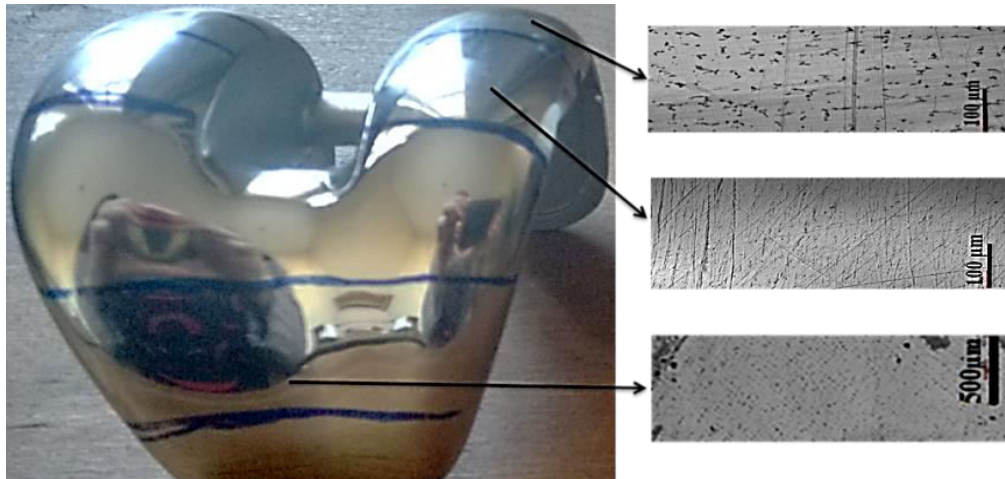
**Figura 58** – Rugosidade Média ao longo da superfície do CF3.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Microscopia CONFOCAL:** As imagens do microscópio CONFOCAL permitem ver muitos arranhões e marcas profundas em regiões onde houve maior contato, e que são justamente as regiões onde foram medidos os maiores valores de rugosidade. Nas regiões onde não houve contato, a superfície é lisa e homogênea, conforme visto na Figura 59.

**Figura 59** – Superfície Componente Femoral 3 – Microscopia CONFOCAL.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Densidade:** A densidade calculada do CF 3 foi de 7,15 g/ cm<sup>3</sup>, valor muito próximo ao valor calculado para o CF 2.

**Dureza:** A dureza medida no CF3 foi de 335 ± 05 HV. Este valor é próximo ao medido no CF2, indicando a possibilidade de se tratar de mesma liga Stellite 21 - ASTM F75. Não foi detectada variação da dureza ao longo da amostra, o que permite apontar que o processo de fabricação utilizado neste componente também foi microfusão.

**Análise Química via EDS:** A composição química do CF 3, mostrada na Tabela 15, permite classificar o material como a liga Stellite 21 F75, assim como o Componente Femoral 2 (ASTM F75-12).

**Tabela 15** – Composição Química Amostra CF3.

| Composição do CF3 – MEV - EDS |       |       |      |      |      |      |      |      |
|-------------------------------|-------|-------|------|------|------|------|------|------|
| Elemento                      | Co    | Cr    | Mo   | Tl   | Fe   | Si   | Al   | S    |
| %                             | 63,28 | 28,48 | 4,82 | 1,25 | 0,27 | 0,58 | 0,58 | 0,09 |

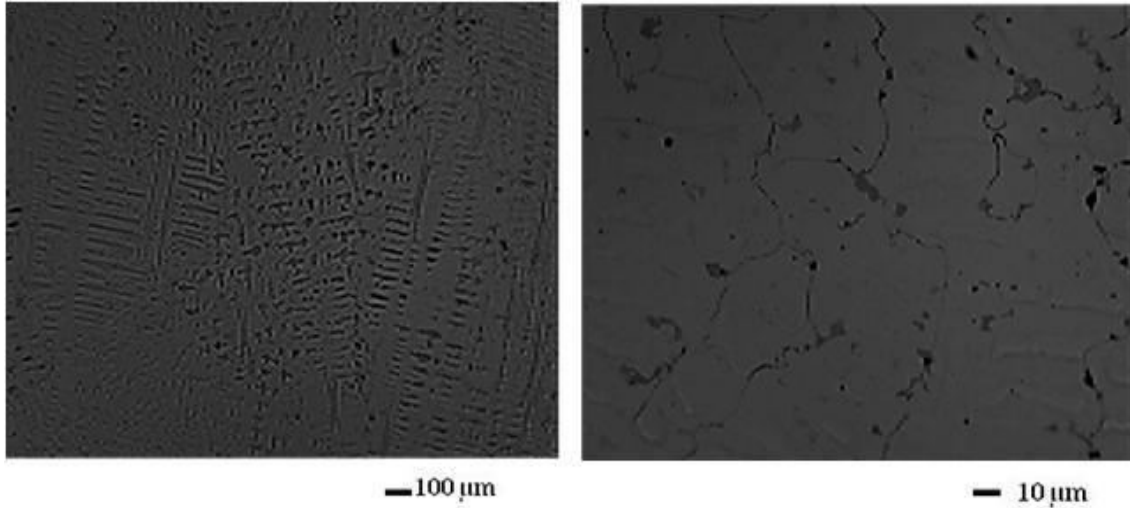
Fonte: Elaborado pela autora.

Assim como nos outros componentes femorais, o elemento tálio também foi encontrado em porcentagem significativa, fato que poderia implicar numa toxicidade do componente. Os demais elementos são encontrados em quantidade adequada.

## Metalografia

**Microscopia Óptica:** As imagens do CF 3, mostradas na Figura 60, revelam uma notável semelhança com o CF 2. Estrutura dendrítica com grãos grandes e carbonetos nos contornos de grão.

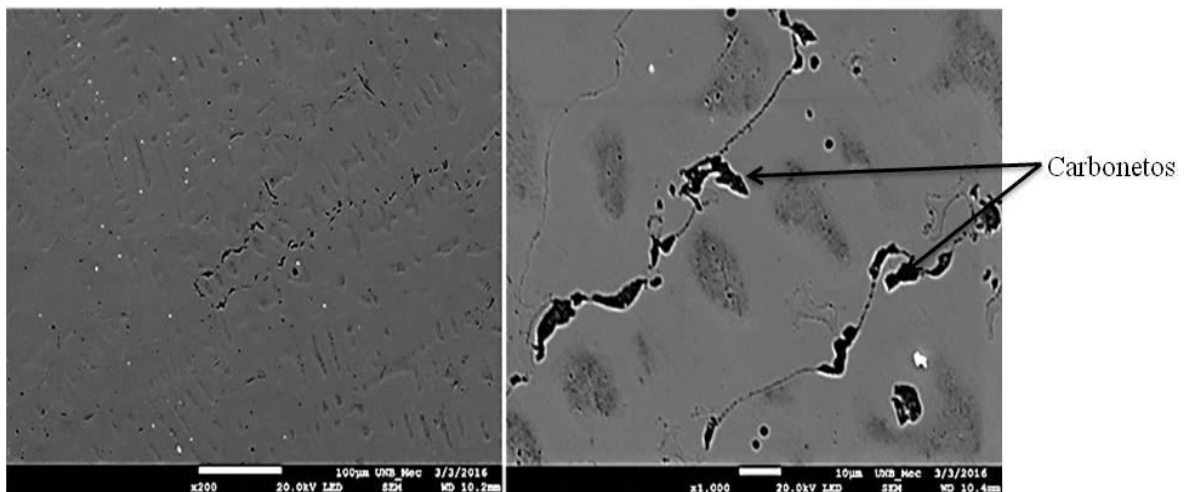
**Figura 60** – Microestrutura do Componente Femoral 3.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Microscopia Eletrônica de Varredura:** As imagens obtidas via MEV, apresentadas na Figura 61, corroboram as imagens obtidas por microscopia óptica. São observadas dendritas de solidificação e carbonetos localizados nos contornos de grão.

**Figura 61** – Microestrutura do CF3 – MEV.

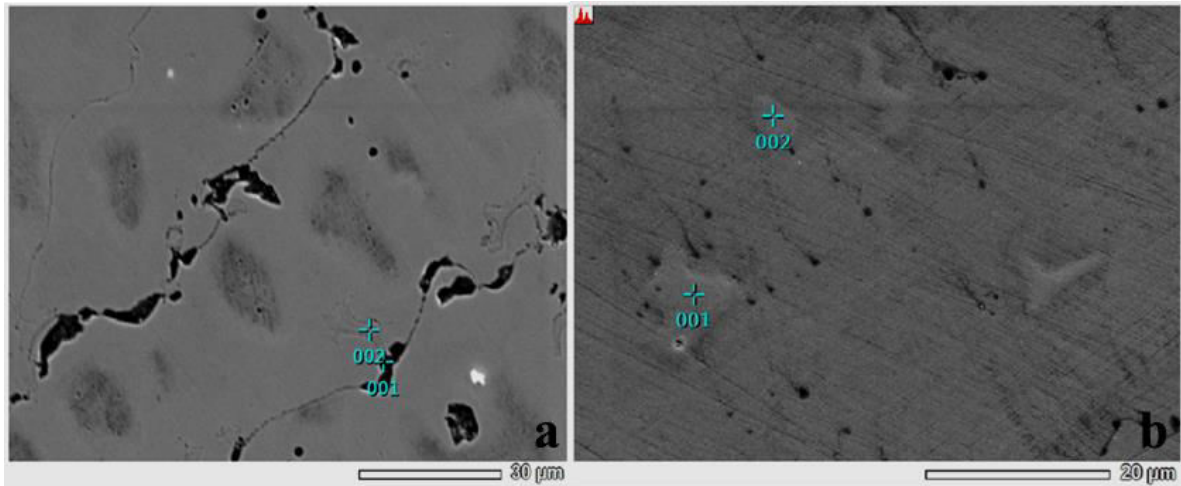


Fonte: Elaborado pela autora.

A identificação dos carbonetos, da Figura 62, foi feita por meio de análises químicas via EDS, e sua composição é mostrada na Tabela 16. Notam-se altos teores de cromo nos carbonetos localizados nos contornos de grão (cor preta), assim como ausência de molibdênio

nestas regiões. Por outro lado, o molibdênio está presente em carbonetos espalhados na matriz. O tálio, em teores significativos, também foi identificado nos carbonetos, especialmente, naqueles que não estão localizados nos contornos de grão e que se apresentam de uma cor mais clara.

**Figura 62** – Carbonetos no CF3: (a) regiões pobres em Mo e (b) regiões ricas em Mo.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Tabela 16** – Composição Carbonetos Amostra CF3. MEV-EDS.

| Composição Química dos Carbonetos – Amostra CF3 |       |       |       |       |      |      |      |      |
|---|-------|-------|-------|-------|------|------|------|------|
| Elemento  | Co    | Cr    | Mo    | Tl    | S    | Al   | Si   | Fe   |
| Ponto 001 (a)                                   | 32,45 | 56,25 | -     | 7,53  | 2,16 | 0,46 | 1,14 | -    |
| Ponto 002 (a)                                   | 34,05 | 45,93 | -     | 14,81 | 4,17 | 0,09 | 0,94 | -    |
| Ponto 001 (b)                                   | 37,42 | 35,84 | 18,61 | 3,71  | -    | -    | -    | 0,05 |
| Ponto 002 (b)                                   | 35,30 | 36,74 | 18,85 | 4,76  | -    | -    | -    | 0,22 |

Fonte: Elaborado pela autora.

### 5.3.2 – Componente Polimérico 3 – CP 3

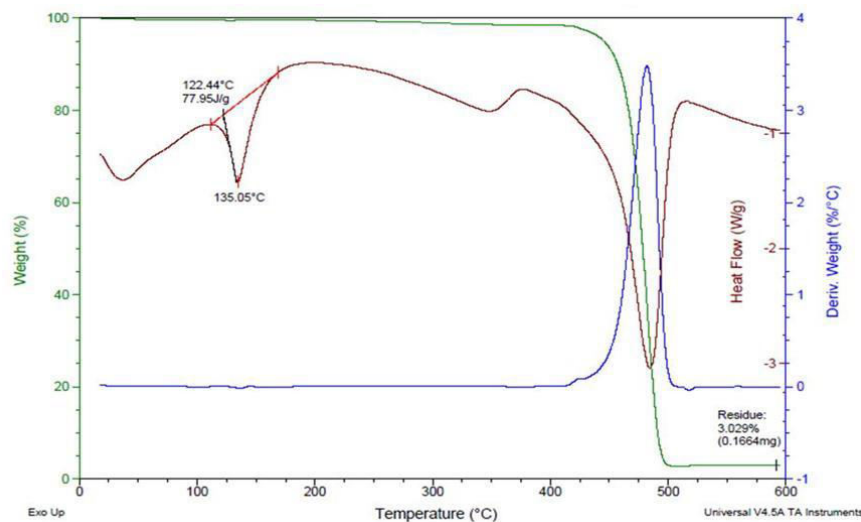
**Rugosidade Superficial:** A rugosidade de fabricação medida foi de 0,18  $\mu\text{m}$ , o menor valor entre os três componentes poliméricos analisados. Diferentemente dos polímeros 1 e 2, o lado mais rugoso é o Lado A, que passou a apresentar um valor de 3,83  $\mu\text{m}$ , enquanto o Lado B apresentou 3,11  $\mu\text{m}$ .

Conforme dito anteriormente, a inclinação do componente femoral foi quase nula, o que produziu uma maior homogeneidade da rugosidade superficial, porém diferentemente do observado nos outros dois componentes poliméricos, o Lado A foi mais danificado e não o Lado B.

**Densidade:** A densidade calculada do Componente Polimérico 3 foi de  $0,8 \text{ g/cm}^3$ . Este valor é baixo comparado com o polietileno de ultra-alto peso molecular.

**Análise Térmica:** A cristalinidade calculada para o CP 3 foi de 27%, a menor encontrada nos polímeros em estudo. Pela durabilidade do conjunto, pode-se inferir que o material não passou por irradiação, por apresentar boa resistência ao desgaste. Entretanto, não ocorreu a esterilização do material. A curva gerada pode ser vista na Figura 63. A temperatura de fusão do polímero foi de  $135,05^\circ\text{C}$ , semelhante ao valor tabelado para o UHMWPE. (CALLISTER, 2007; FERREIRA, 2007; FARIAS, 2007).

**Figura 63** - Curva gerada pelo ensaio DSC- CP3.

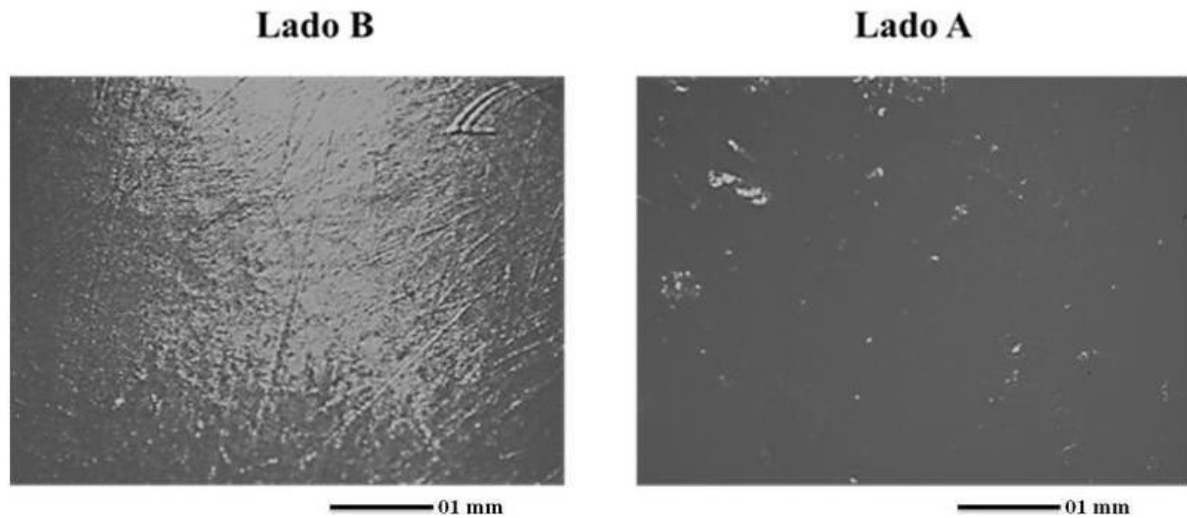


Fonte: Elaborado pela autora.

## Micrografia

**Lupa estereoscópica:** As imagens feitas através da lupa estereoscópica, mostradas na Figura 64, não mostram grandes alterações da superfície no Lado A. No Lado B, por causa da baixa rugosidade superficial de fabricação, o material brilha em contato com a luz da lupa. Ainda, é possível ver marcas no sentido do movimento, assim como deformação plástica.

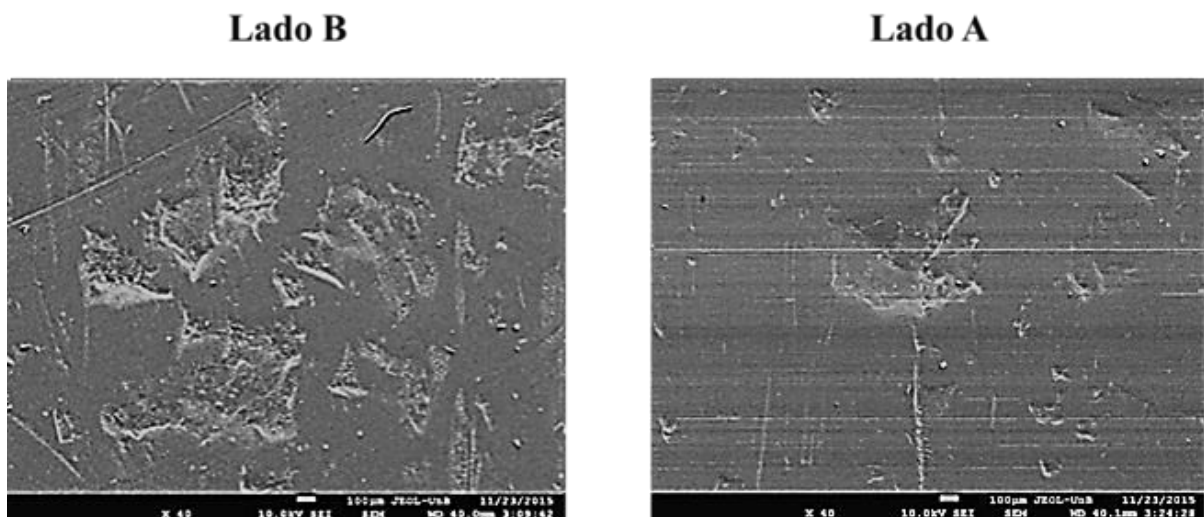
**Figura 64** – Superfície Componente Polimérico 03 – Lupa estereoscópica.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Microscopia Eletrônica de Varredura:** As análises feitas no CP3 não apontaram a presença de material metálico aderido à superfície do polímero. Nas imagens da Figura 65, pode-se perceber que, em geral, o dano superficial do Lado A é menos severo que o do lado B.

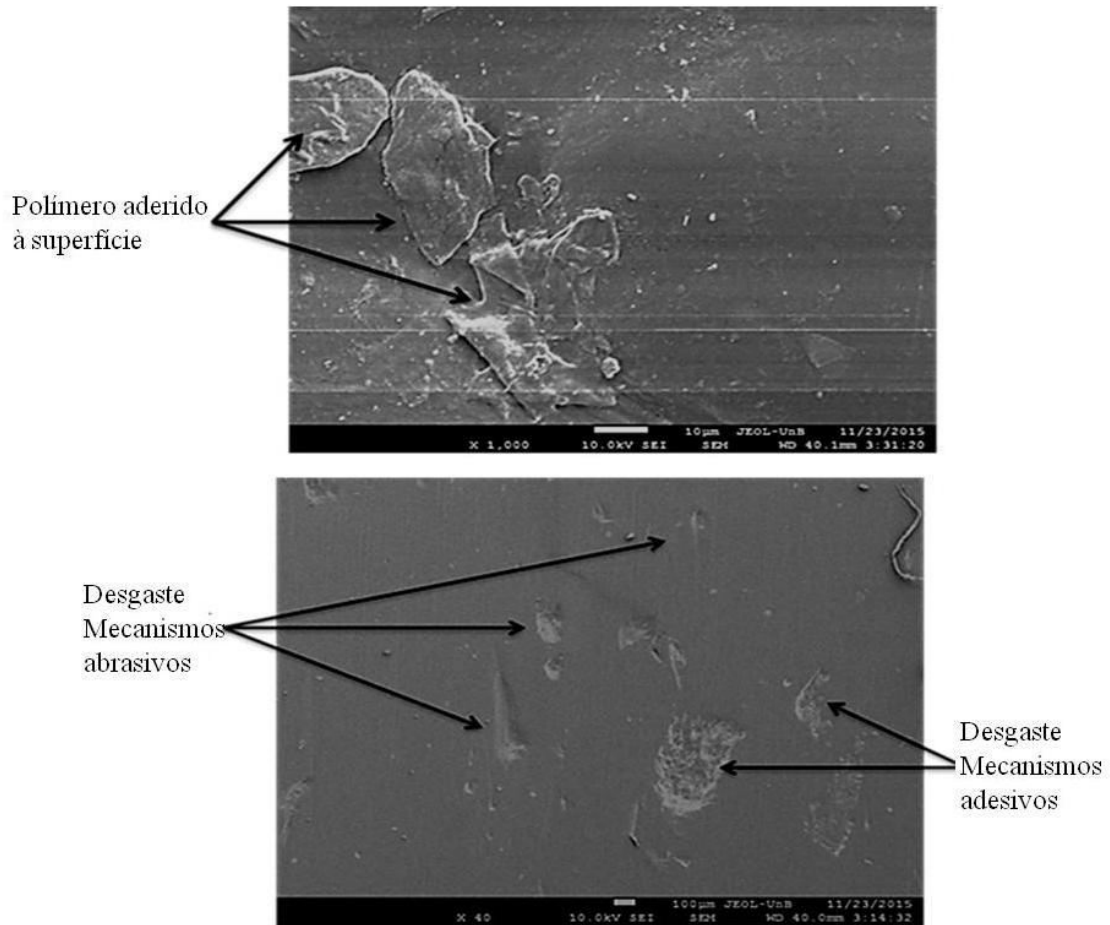
**Figura 65** – Superfície Componente Polimérico 3 – MEV.



Fonte: Elaborado pela autora.

Detalhes das deformações plásticas e do dano superficial do Lado A são mostrados na Figura 66. É possível visualizar pequenos afundamentos da superfície, causados pelo contato com asperezas duras do componente femoral<sup>3</sup>. Notam-se também, partículas de polímero aderidas à superfície que, em algum momento do contato, se desprenderam, encruaram e depois voltaram a superfície original do Polímero 3.

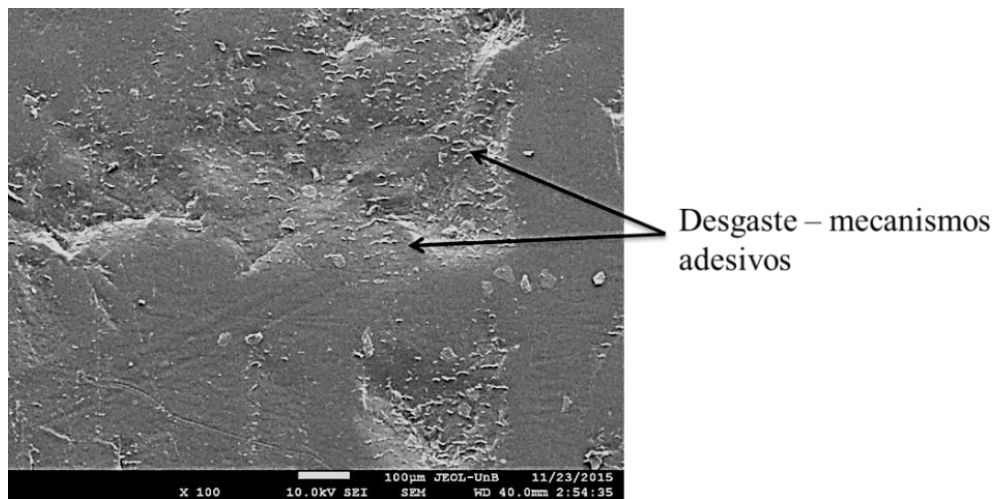
**Figura 66** – Superfície Componente Polimérico 3 – Lado A.



Fonte: Elaborado pela autora.

Na Figura 67, são mostradas características da alteração da superfície no Lado B. Novamente a estrutura em escamas aparece, onde a remoção de material foi mais intensa e ocorreu por mecanismos adesivos.

**Figura 67** – Superfície Componente Polimérico 03 – Lado B.



Fonte: Elaborado pela autora.



### 5.3.3 – Componente Tibial 3 – CT 3

**Densidade:** A densidade calculada do Componente Tibial foi de 7,87/cm<sup>3</sup>. O valor calculado é semelhante ao do Componente Tibial 2, portanto correspondente a um aço inoxidável.

**Dureza:** A dureza medida no Componente Tibial 2 foi de 175 ±05 HV, um valor adequado para os aços inoxidáveis austeníticos, assim como ocorrido com o CF2.

**Composição Química via EDS:** A composição química do Componente Tibial 3 é mostrada na Tabela 17. Segundo esta composição, o material poderia ser classificado como um aço inoxidável austenítico 316L (MEDLIN, 2004; PARK, 2007).

**Tabela 17** – Composição química do CT3.

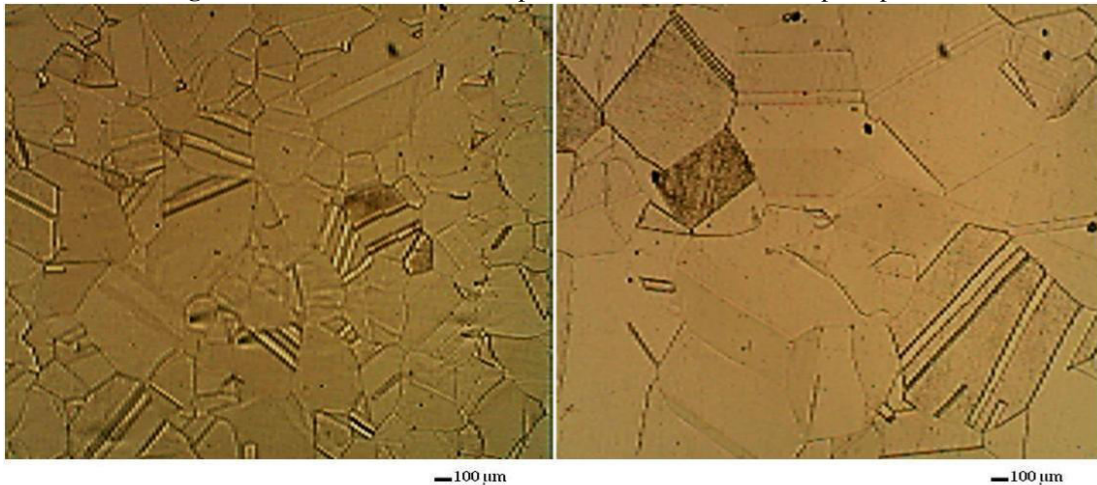
| Composição Química – Componente Tibial 03 |       |       |       |      |      |      |      |      |      |      |      |
|---|-------|-------|-------|------|------|------|------|------|------|------|------|
|   | Fe    | Cr    | Ni    | Mo   | Mn   | Si   | Cu   | C    | N    | S    | P    |
| <b>Amostra CT3</b>                        | 63,10 | 18,05 | 15,55 | -    | 2,11 | 0,33 | -    | -    | -    | 0,73 | 0,08 |
| <b>316L</b>                               | Base  | 17,00 | 13,00 | 2,25 | 2,00 | 0,75 | 0,03 | 0,03 | 0,10 | 0,01 | 0,25 |
|   |       | 19,00 | 15,00 | max  | max  | max  | max  | max  | max  | max  | max  |

Fonte: Elaborado pela autora; RATNER, 1996; MEDLIN 2004.

### Metalografia

**Microscopia Óptica:** Nas imagens da Figura 68, são mostrados com clareza os grãos de austenita do material. Embora diferenças na coloração e textura sejam vistas, estas diferenças se devem às diversas orientações dos grãos.

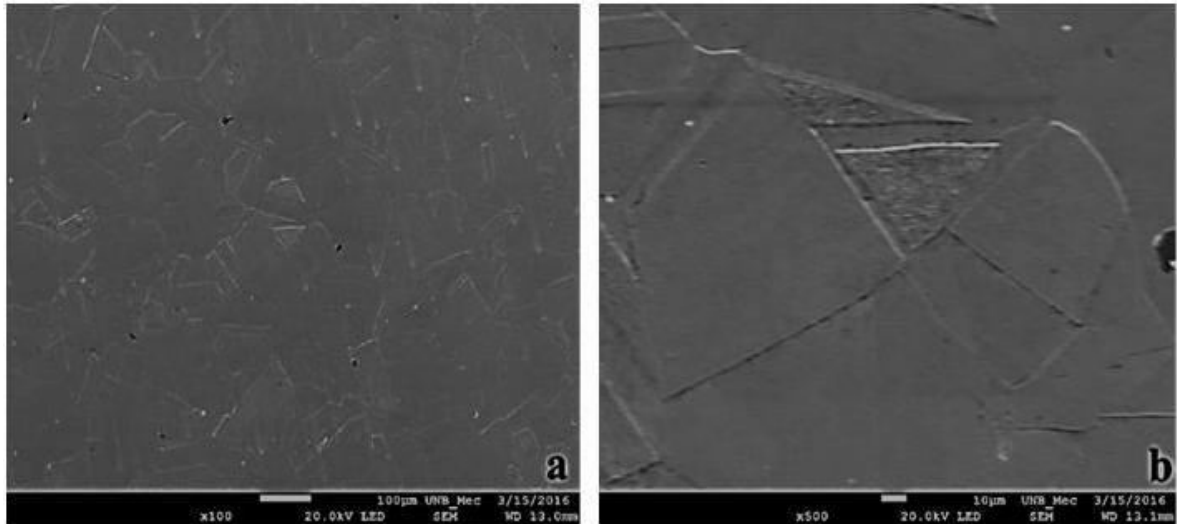
**Figura 68** – Microestrutura Componente Tibial 3 – Microscopia Óptica.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Microscopia Eletrônica de Varredura:** As imagens da Figura 69 corroboram as observações realizadas por microscopia óptica. Uma matriz austenítica com pouquíssimas marcas de corrosão por pite.

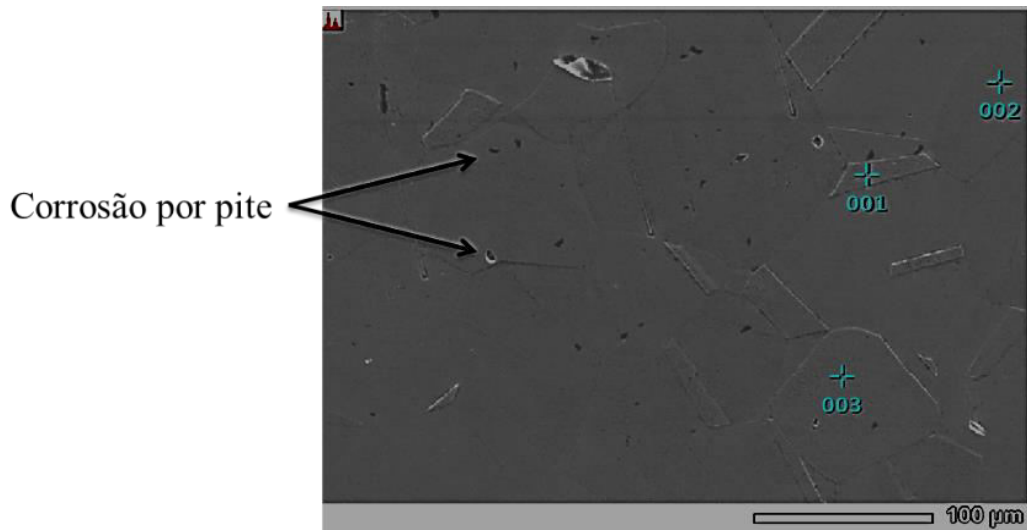
**Figura 69** – Microestrutura Componente Tibial 3 – MEV.



Fonte: Elaborado pela autora.

Análises de composição química realizados em vários pontos da superfície revelaram a homogeneidade do material, como mostrado na Figura 70 e na Tabela 18.

**Figura 70** – Composição dos grãos – Componente Tibial 3.



Fonte: Elaborado pela autora.

As características estudadas do Componente Tibial 3 permitem classificá-lo como um aço inoxidável austenítico em conformidade com as exigências de material para dispositivos ortopédicos.

**Tabela 18** – Composição Química – Microestrutura Componente Tibial 3.

| <b>Composição Química Pontual no Componente Tibial 3</b> |           |           |           |           |          |          |           |
|--|-----------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|-----------|
|  | <b>Fe</b> | <b>Cr</b> | <b>Mn</b> | <b>Ni</b> | <b>S</b> | <b>P</b> | <b>Si</b> |
| <b>Ponto 001</b>   | 63,34     | 18,26     | 1,88      | 15,19     | 0,80     | 0,08     | 0,35      |
| <b>Ponto 002</b>   | 62,92     | 18,23     | 2,05      | 15,46     | 0,63     | 0,01     | 0,34      |
| <b>Ponto 003</b>   | 63,51     | 18,19     | 2,05      | 15,07     | 0,63     | 0,01     | 0,34      |

Fonte: Elaborado pela autora.

## 5.4 – Ensaio de Desgaste

Os ensaios de desgaste foram realizados utilizando os Conjunto 2 e 3. Os objetivos dos ensaios foram:

- simular a caminhada de uma pessoa adulta, maior de 60 anos com 70 kg de peso, por um período de um ano (aproximadamente 500.000 passos= 112 horas de ensaio).
- analisar a interação do Componente Femoral 2 (CF 2) com o Componente Polimérico 2 (CP 2); e do Componente Femoral 3 (CF 3) com o Componente Polimérico 3 CP 3).

### 5.4.1 – Conjunto 2

#### Preparação do ensaio

Após polimento manual, a rugosidade do CF 2 foi de  $0,44 \mu\text{m}$ , no Lado A, e  $0,46 \mu\text{m}$ , no Lado B. A rugosidade do CP 2 foi de  $1,98 \mu\text{m}$ , no Lado A, e  $1,93 \mu\text{m}$ , no Lado B. Estes valores se encontram dentro dos valores aceitáveis pela norma (ASTM 2083-12); apesar de que os valores de rugosidade obtidos na preparação do CF 2 são superiores ao valor da rugosidade de fabricação medido durante a caracterização do CF2, que foi de  $0,30 \mu\text{m}$ .

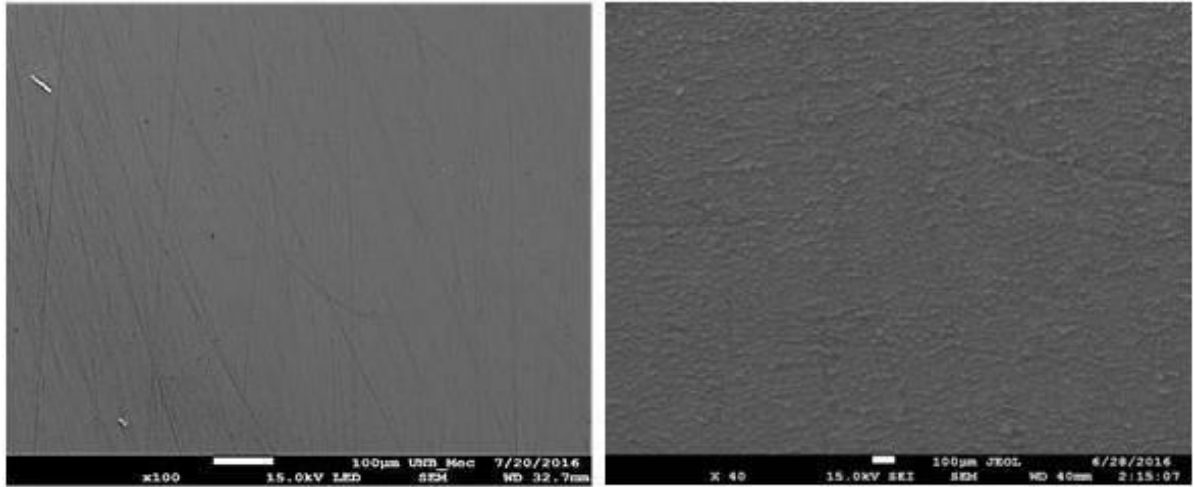
Na Figura 71, são mostrados os componentes usados no ensaio, depois da preparação superficial; e na Figura 72, é mostrada a imagem obtida via MEV das superfícies do CF 2 e CP 2, como polidas, antes do ensaio.

**Figura 71** – Superfícies polidas dos CF 2 e CP 2, antes do ensaio de desgaste.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Figura 72** – MEV – Superfícies polidas do CF2 e do CP 2, antes do ensaio de desgaste.



Fonte: Elaborado pela autora.

### Análises depois do Ensaio

Após 500.000 ciclos de ensaio, os conjuntos protéticos foram removidos da câmara de ensaio e as superfícies de contato foram então, caracterizadas por meio de medidas de rugosidade e análises via microscopia eletrônica de varredura. Além disso, o soro fisiológico também foi retirado da câmara para ser analisado. Depois de filtrado, partículas de desgaste foram recolhidas e analisadas.

Na Figura 73, são mostradas fotografias das superfícies dos componentes após o ensaio de desgaste. Nota-se que, como esperado, o maior contato e, por conseguinte, o maior dano superficial ocorreu na região central dos componentes.

**Figura 73** – Superfícies dos CF 2 e CP 2, após o ensaio de desgaste.



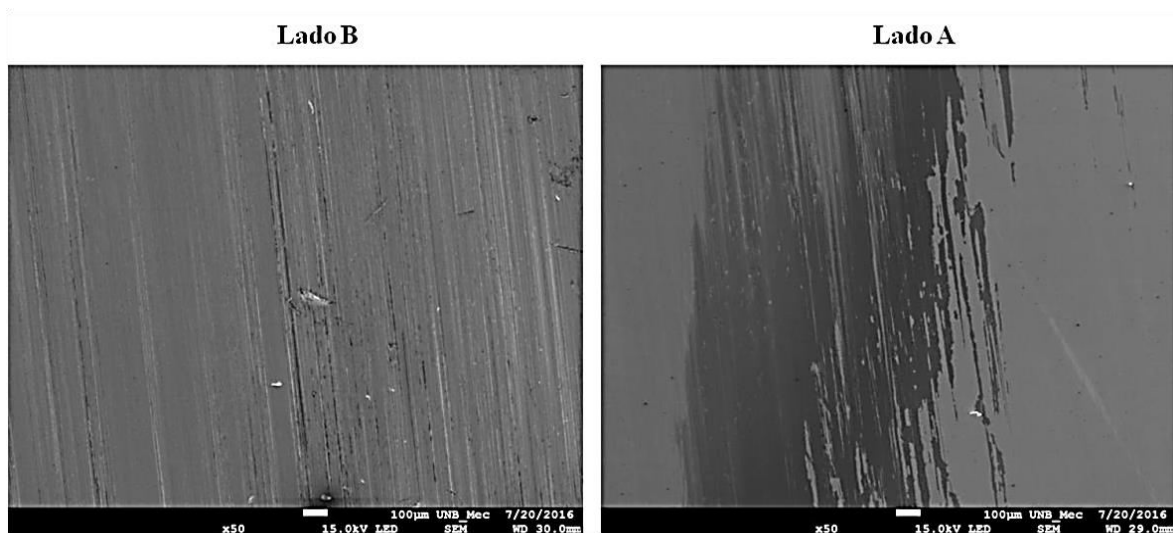
Fonte: Elaborado pela autora.

Os resultados de análises mais detalhados dos fenômenos desenvolvidos nas superfícies, durante o ensaio de desgaste, são apresentados a seguir:

**Rugosidade – CF 2:** A rugosidade superficial do Componente Femoral 2 aumentou devido ao dano superficial ocorrido durante o ensaio. Após o ensaio, a rugosidade superficial do CF2 foi de 0,89  $\mu\text{m}$ , no Lado A, e de 1,70  $\mu\text{m}$ , no Lado B.

**Superfície – CF 2:** Imagens das superfícies do CF 2, após o ensaio de desgaste, são mostradas na Figura 74. Nestas imagens são observados riscos superficiais, no sentido do movimento, e marcas de deformação plástica, provocados pela ação abrasiva de partículas e/ou asperezas duras. Estas evidências estão presentes nos dois lados do CF 2, embora sejam mais intensos no Lado B de onde, inclusive, partículas metálicas foram desprendidas. No Lado A, o dano superficial não parece ter causado a remoção de material de forma tão intensa como no Lado B, e muito pelo contrario, parece ter provocado um “alisamento” da superfície. Notou-se também, que o maior dano superficial ocorreu na região central de contato.

**Figura 74** – Superfície do CF 2 após o ensaio – MEV.

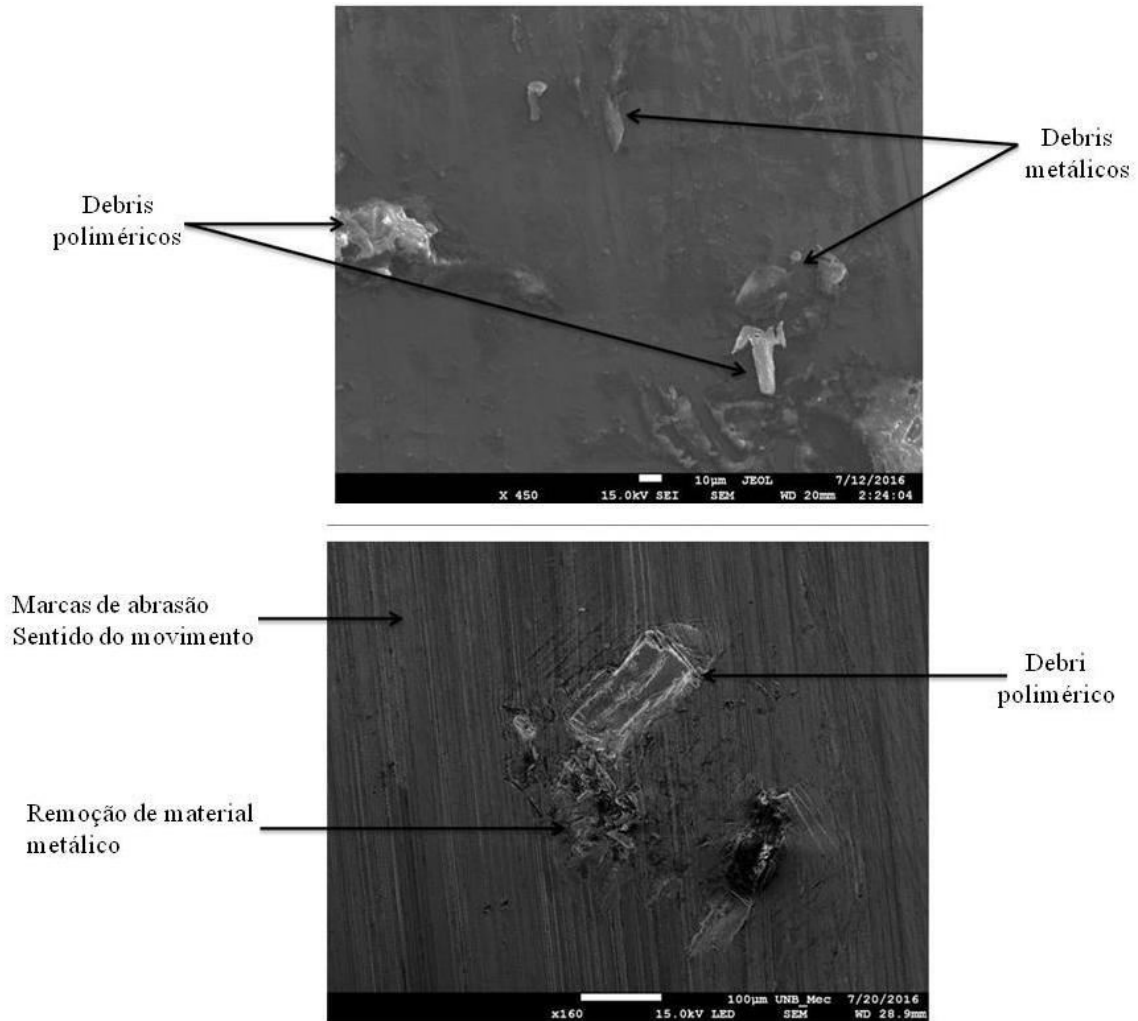


Fonte: Elaborado pela autora.

As superfícies não apresentaram sinais de oxidação ou corrosão aparentes, embora seja possível crer que íons de cromo e cobalto tenham se desprendido, dado o grau de dano superficial sofrido pelo componente.

As análises mostraram também, que algumas partículas metálicas e poliméricas ficaram aderidas à superfície metálica. Partículas estas que durante o ensaio se soltaram de uma das superfícies dos componentes e que depois de rolaem livremente na interface de contato, ficaram, aderidas ao CF 2, como mostrado na Figura 75.

**Figura 75** – Detalhes da superfície metálica após o ensaio.

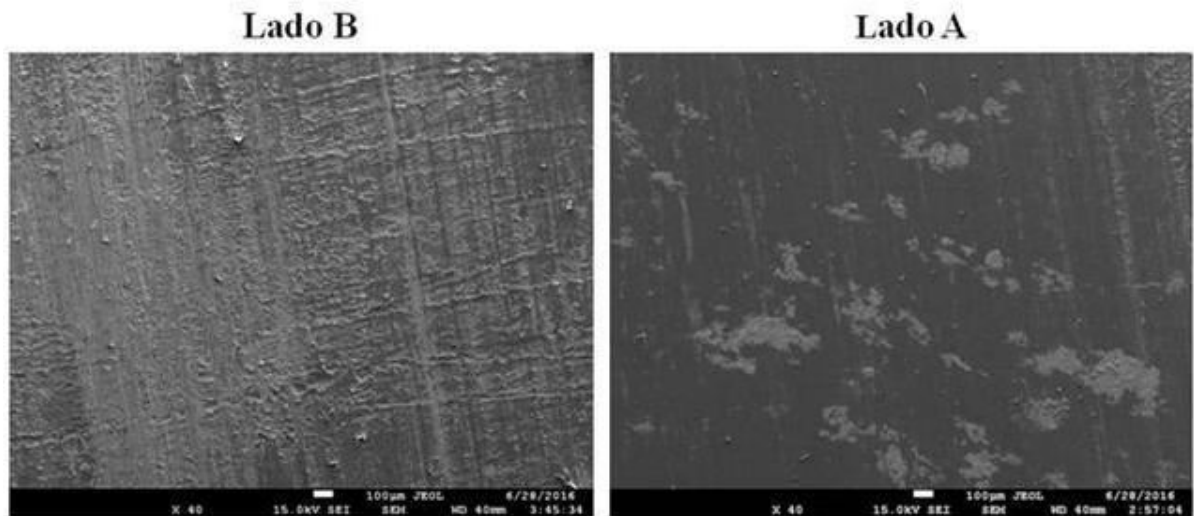


Fonte: Elaborado pela autora.

**Rugosidade – CP2:** Após o ensaio, nas regiões de contato, as superfícies do Componente Polimérico 2 tornaram-se mais lisas com rugosidades de  $1,37 \mu\text{m}$ , no Lado A e de  $1,68 \mu\text{m}$ , no Lado B.

**Superfície – CP 2:** Imagens das superfícies do CP 2, após o ensaio de desgaste, são mostradas na Figura 76. Há muitas marcas no sentido do movimento, como arranhões causados por asperezas e/ou partículas duras; que no Lado B, provocaram inclusive um aumento da rugosidade, alcançando valores de até  $2,30 \mu\text{m}$ .

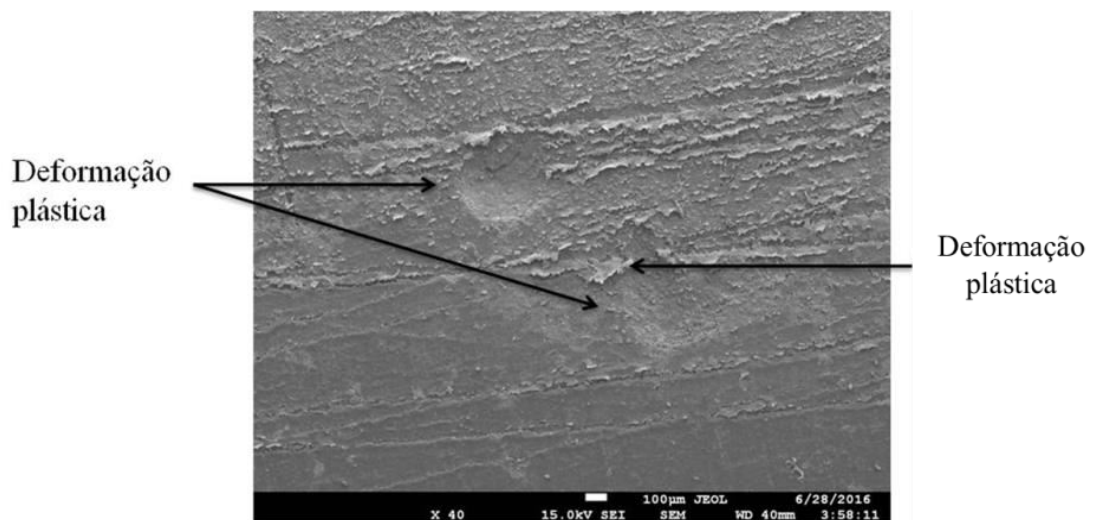
**Figura 76** – Superfície polimérica após o ensaio.



Fonte: Elaborado pela autora.

Durante o deslizamento, asperezas e/ou partículas duras riscam as superfícies provocando: grandes deformações plásticas, por sulcamento, ou até remoção de material por corte puro. Na Figura 77, são mostradas evidências de deformação plástica que aparece nas laterais dos riscos (sulcos) deixados pela passagem de partículas duras sobre a superfície. A deformação plástica repetida ou cíclica dessas regiões provocará o desprendimento de *debris*, por microfadiga. Os *debris* que se desprendem se tornarão imediatamente partículas abrasivas que acelerarão o processo de riscamento, deformação plástica e dano superficial.

**Figura 77** – Evidências de deformação plástica – CF 2.

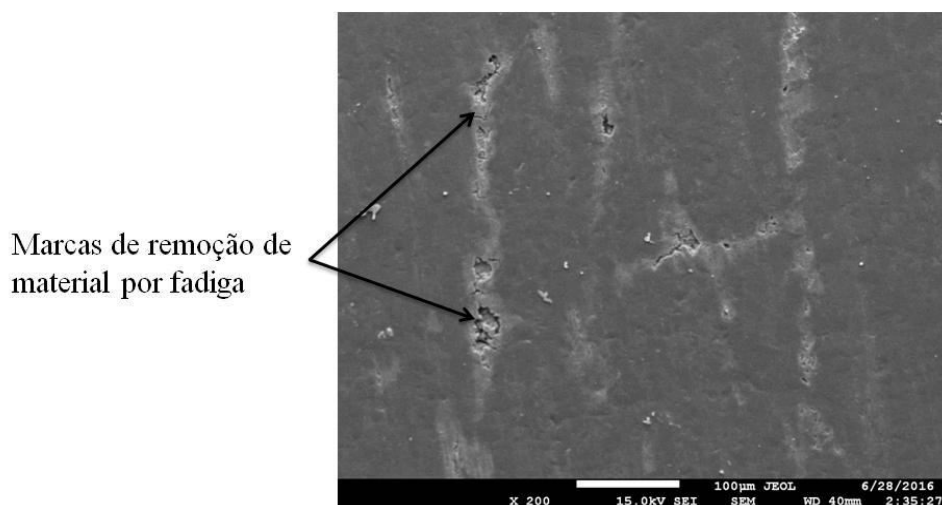


Fonte: Elaborado pela autora.

O deslizamento pode promover também, a remoção de material por mecanismos adesivos de delaminação, cujas evidências podem ser observadas na Figura 78.



**Figura 78** – Superfície polimérica após o ensaio com marcas de delaminação.



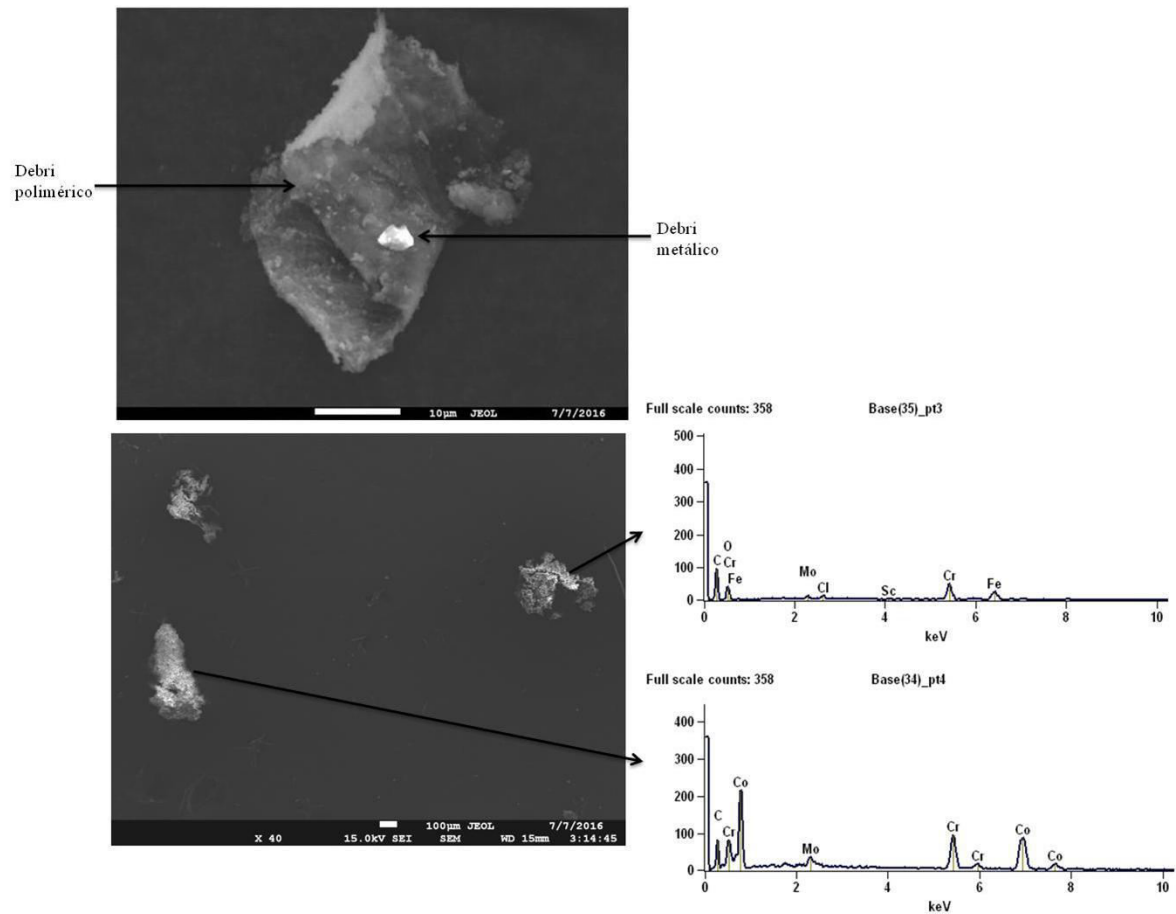
Fonte: Elaborado pela autora.

**Líquido lubrificante:** Apesar de não ser constatada corrosão do componente metálico, ele liberou partículas superficiais e subsuperficiais, que foram coletadas do soro fisiológico após o ensaio.

Análises destas partículas, via MEV–EDS, confirmaram sua origem como sendo do CF 2. Na imagem da Figura 79, podem-se observar partículas de polímero com incrustações metálicas. Cromo é o principal elemento encontrado, possibilitando dizer que a maior parte dos *debris* é removida dos contornos dos grãos dendríticos, regiões ricas em Cr, como visto anteriormente.

Foram encontradas também, partículas com a composição semelhante à da liga de cobalto-cromo-molibdênio; e tálio. Este último promoveria a intoxicação do organismo, caso a prótese estivesse *in vivo*, fortalecendo a idéia de que uma das causas da substituição do Conjunto 2 foi uma reação negativa do organismo aos materiais metálicos.

**Figura 79** – Debris coletados no soro fisiológico.



Fonte: Elaborado pela autora.

**Síntese:** O comportamento do Conjunto 2 não atende às expectativas para um implante de longa duração, pois, apresentou baixa resistência ao desgaste e à deformação em um período curto de tempo. A rugosidade superficial elevada do Componente Femoral 2 é responsável, em parte, pelo comportamento inadequado do conjunto. Esta observação é confirmada pelo fato de que, o Lado B, do Componente Polimérico 2 mesmo tendo menor rugosidade que o Lado A teve maior desgaste e deformação plástica, pois esteve em contato com o lado B do Componente Femoral que tinha maior rugosidade superficial. Este comportamento está de acordo com o esperado e observado pela literatura (HUTCHINGS, 1992; LUDEMA, 1992).

Este ensaio evidencia que há a necessidade de cuidado e precisão no acabamento dos componentes protéticos, mostrando que as alterações realizadas na superfície causaram danos consideráveis, além de uma redução significativa da durabilidade do conjunto.

### 5.4.2 – Conjunto 3

#### Preparação do ensaio

Na Figura 80, o Conjunto 3 é mostrado antes do ensaio de desgaste. Após o polimento manual, a rugosidade superficial do componente CF 3 foi de  $0,65 \mu\text{m}$ , no Lado A, e  $0,68 \mu\text{m}$ , no Lado B, valores um pouco acima ( $0,1 \mu\text{m}$ ) do sugerido pela norma ASTM 2083-12. No CP 3, a rugosidade obtida foi  $1,75 \mu\text{m}$ , no Lado A, e  $1,86 \mu\text{m}$  no Lado B.

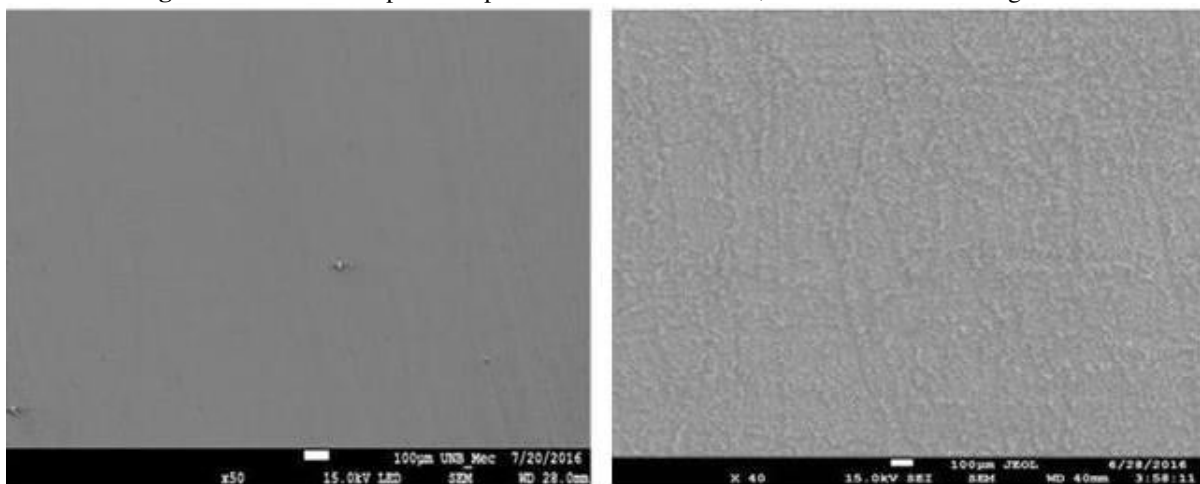
**Figura 80** – Superfícies polidas dos CF 3 e CP 3, antes do ensaio de desgaste.



Fonte: Elaborado pela autora.

As superfícies do CF 3 e do CP 3, fotografadas com o MEV, antes do ensaio de desgaste, são mostradas na Figura 81.

**Figura 81** – MEV – Superfícies polidas do CF3 e do CP 3, antes do ensaio de desgaste.



Fonte: Elaborado pela autora.

#### Análises depois do ensaio

Na Figura 82, são mostrados os componentes do Conjunto 3 logo depois do ensaio. Nota-se, que o contato ocorreu somente nas laterais das cavidades poliméricas, restringindo o

contato a áreas consideravelmente pequenas. Estas evidências sugerem que o par CF 3 e CP 3 não tem um acoplamento mecânico adequado.

**Figura 82** – Superfícies dos CF 3 e CP 3, após o ensaio de desgaste.



Fonte: Elaborado pela autora.

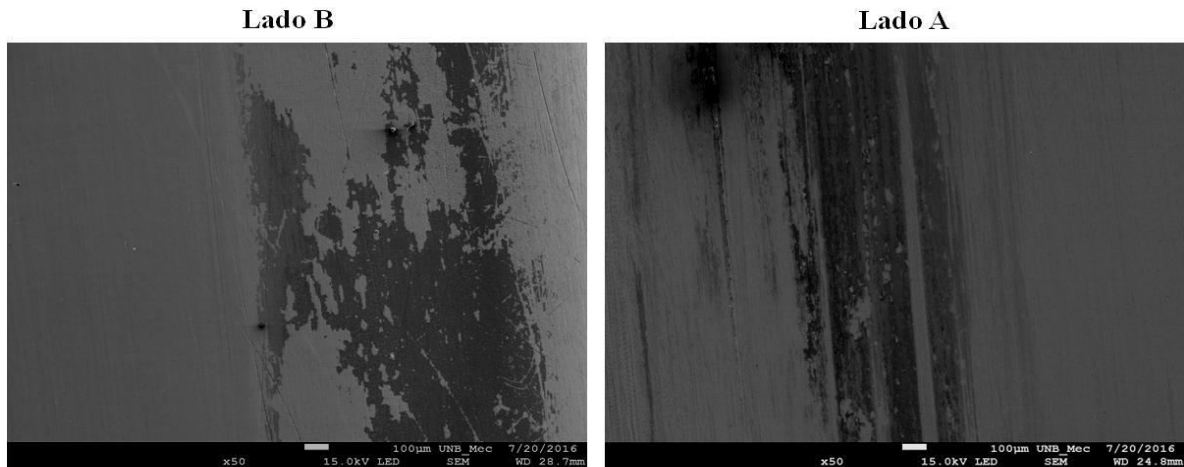
Uma análise mais detalhada de cada componente é apresentada abaixo.

**Rugosidade – CF3:** Após o ensaio, a rugosidade superficial do CF3, nas regiões de contato, passou a ser  $1,07 \mu\text{m}$ , no Lado A e,  $1,04 \mu\text{m}$ , no Lado B. As regiões de contato se tornaram mais rugosas, porém os valores são semelhantes nos dois lados.

**Superfície – CF 3:** Riscos são observados nas regiões onde o contato ocorreu, no sentido do movimento. No Lado B, a pressão elevada, concentrada na pequena área de contato resultou no “alisamento” da superfície, enquanto que no Lado A, há a formação de sulcos. Foram encontradas muitas partículas aderidas nas regiões de contato e em regiões adjacentes. Imagens da superfície metálica são mostradas na Figura 83.

A camada de polímero transferida apresenta uma textura semelhante a escamas, característica clássica de superfícies que sofreram dano por mecanismos adesivos.

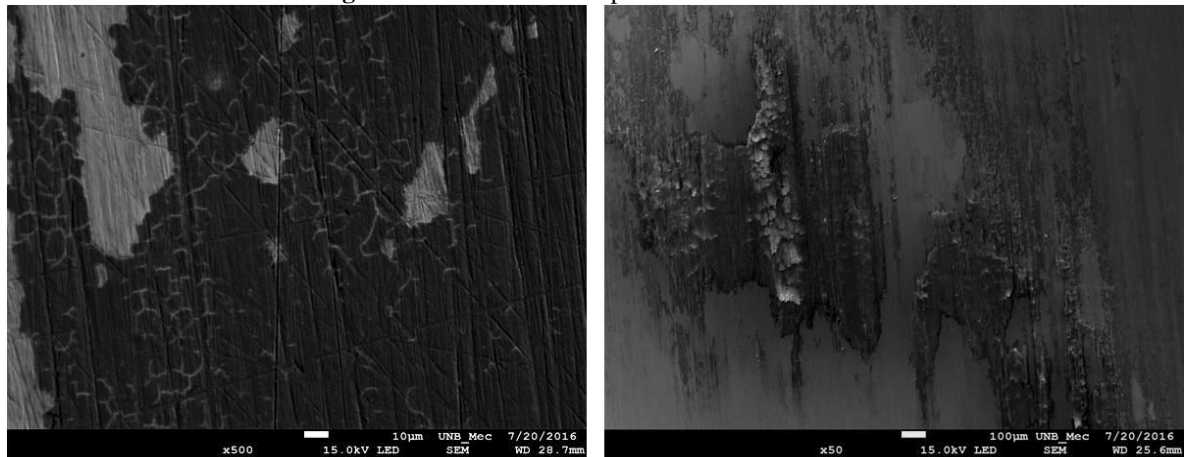
**Figura 83** – Superfícies de contato CF3 após o ensaio.



Fonte: Elaborado pela autora.

Nas imagens da Figura 84, pode-se observar uma camada polimérica aderida à superfície metálica, com pequenas trincas, devido ao encruamento causado pela remoção do material, pode-se inferir que se mais ciclos fossem realizados esta camada polimérica se desprenderia, quebrada em vários pequenos pedaços, que se tornariam partículas abrasivas. No Lado A, observa-se outras partículas poliméricas aderidas.

**Figura 84** – Detalhes da superfície do CF3 – MEV.



Fonte: Elaborado pela autora.

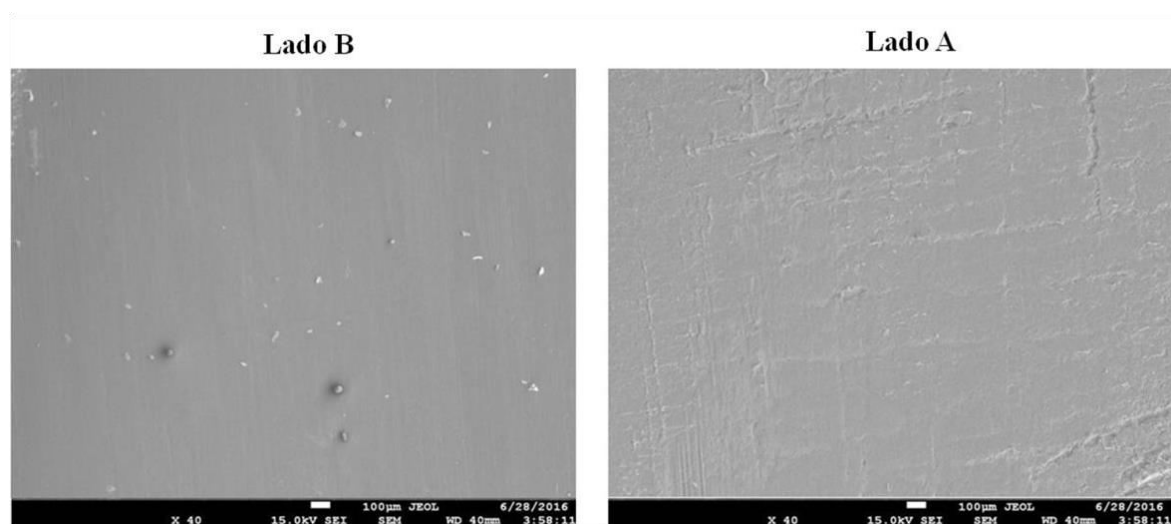
É possível inferir que o material metálico sofreu corrosão, com íons liberados para o líquido lubrificante, entretanto, não é possível afirmar, por não ter sido analisada a composição química do soro após o ensaio.

**Rugosidade – CP 3:** Após o ensaio, a superfície passou a apresentar rugosidade superficial 1,56  $\mu\text{m}$ , no Lado A, e 1,24, no Lado B. A diminuição dos valores sugere que durante o contato a superfície do CF 3, menos rugosa que a do CP 3, provocou o alisamento da superfície do polímero, por deformação plástica, ou possível remoção do material.

**Superfície – CP 3:** As imagens mostradas na Figura 85 mostram marcas de deformação plástica na superfície do polímero (semelhante a escamas), especialmente no Lado A. Esta deformação deve ter favorecido o alisamento das superfícies nas regiões onde houve contato.

No lado B, é possível ver sulcos no sentido do movimento, indicando a atuação de mecanismos abrasivos na interface. Neste lado são observadas também, partículas de polímero aderidas à superfície.

**Figura 85** – Superfície polimérica após ensaio, CP3.

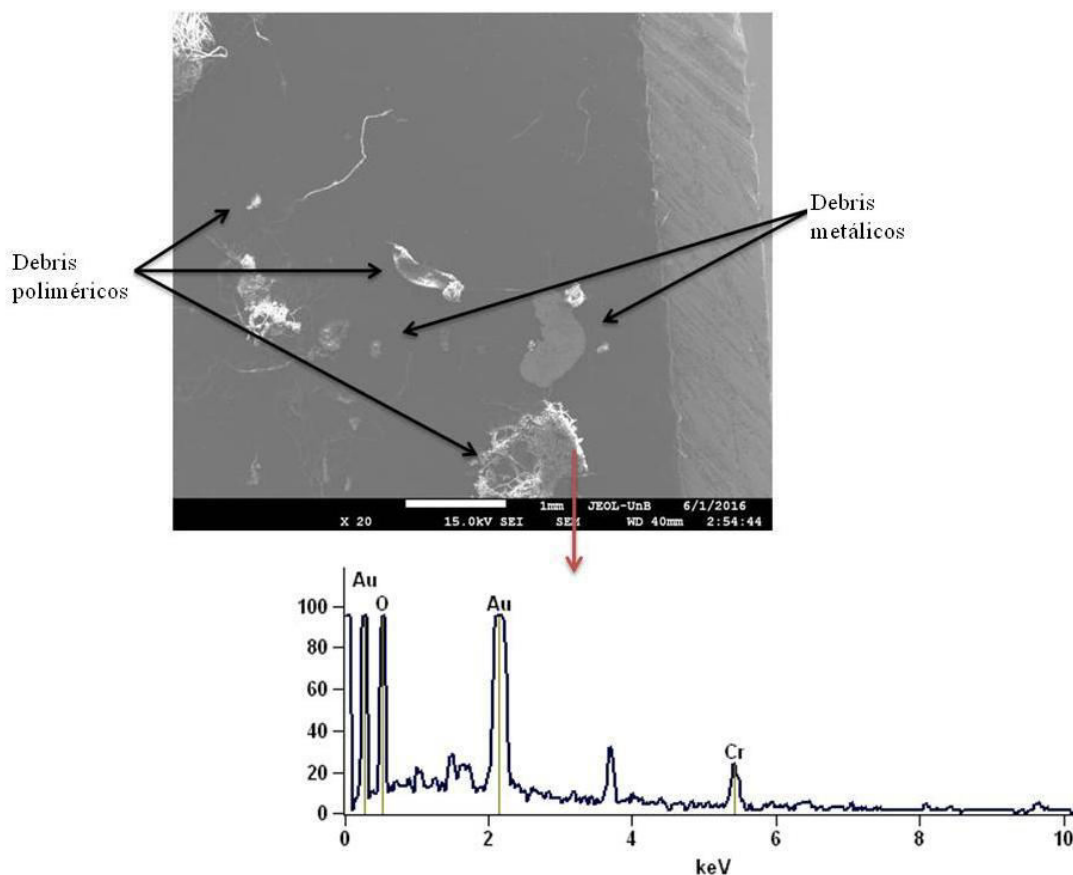


Fonte: Elaborado pela autora.

**Líquido lubrificante:** Após a filtragem do líquido lubrificante, pequenas partículas foram encontradas e analisadas no microscópio eletrônico de varredura. Análises de EDS indicaram que as partículas maiores são poliméricas com pequenas partículas metálicas incrustadas. Também foram encontradas, isoladamente, algumas partículas metálicas.

A composição das partículas metálicas que não estavam aderidas aos debris poliméricos é semelhante à composição nominal da liga do CF 3. Entretanto, as partículas aderidas ao polímero apresentam maior concentração de cromo, e não há indícios de molibdênio nos objetos de análise. As partículas analisadas são mostradas na Figura 86.

**Figura 86** – Debris coletados no soro fisiológico – Ensaio Conjunto 3.



Fonte: Elaborado pela autora.

Este conjunto causaria quadros infecciosos num paciente devido ao tamanho dos *debris* produzidos. Segundo ROCHA (2006), o tamanho das partículas consideradas críticas teriam entre 0,2 e 0,8  $\mu\text{m}$ . As partículas encontradas, provavelmente, entrariam na corrente sanguínea e enquanto estivessem sendo decompostas, poderiam causar reações em outras partes do corpo que não a articulação do joelho.

**Síntese:** O Conjunto 3 é inadequado para a função para a qual foi desenvolvido. Embora não tenha apresentado desgaste elevado, as partículas liberadas, tanto pela composição, quanto pelo tamanho, causariam danos à saúde e conforto do paciente.

Apesar de a rugosidade do componente femoral ser um pouco superior à aceita pela norma, e este fato ser determinante para o baixo desempenho do implante, o fator determinante para o mau comportamento do conjunto foi a não conformidade geométrica dos componentes, sobrecarregando uma pequena parte das superfícies. Isto provocou uma acentuada deformação plástica nas superfícies do CP 3, levando-as inclusive a apresentar um achatamento superficial. A sobrecarga promoveu também maiores transferências de polímero para a superfície do CF 3.

## 6 – Comentários gerais

Os conjuntos estudados confirmam os estudos que afirmam que a maioria das artroplastias de revisão ocorrem nos primeiros 5 anos do implante (BARRETO, 2011).

O Conjunto 03 teve maior duração e uma das causas pode ser o ângulo do corte ósseo, provocando desgaste homogêneo do componente polimérico, com melhor distribuição da carga. Este fato mostra a importância de o corte ósseo ser feito com base nas características individuais do paciente. Dos 3 casos estudados, somente 1, o Conjunto 3, foi realizado corretamente.

A norma ASTM F732-00 faz uma ressalva quanto ao uso de líquidos que não sejam o soro bovino, dizendo que a taxa de desgaste é maior que quando *in vivo*, ainda assim, o soro fisiológico é um líquido salino que pode simular o ambiente interno, por isto foi utilizado.

### Componentes Femorais

A presença do elemento tálio na composição dos componentes femorais não influenciou a durabilidade das próteses, de forma clara, porém o material é tóxico e é necessário avaliar as consequências de sua presença em partículas soltas por desgaste.

Como não há informações sobre a situação dos pacientes cujas próteses foram estudadas, somente pode-se inferir que a causa das cirurgias precoces nos casos 2 e 3 foram infecções causadas pela eliminação de partículas poliméricas e íons metálicos, principalmente de cromo, cobalto e tálio, para o organismo.

No caso 1, o processo deficiente de fabricação e acabamento causou o desgaste excessivo do componente polimérico, levando à retirada do conjunto, tanto por falha do componente quanto por possível inflamação dos tecidos adjacentes ao implante.

Embora o valor da rugosidade superficial inicial dos componentes femorais seja baixo, todos eles estão acima do valor normatizado, que é  $0,1\mu\text{m}$  (ASTM F2083-12). O valor mais próximo é o do Componente Femoral 1, que é ligeiramente maior. O Componente Femoral 2 tem a maior rugosidade de fabricação.

### Componentes Poliméricos

A ausência ou baixa radiação no Componente Polimérico 3, já que a cristalinidade tem o menor valor entre os três conjuntos estudados e está abaixo dos valores esperados para o



material radiado, parece fator de melhores condições no componente polimérico que o excesso de radiação.

Os polímeros apresentam conformidade com a norma. Embora bastante rugoso, o Componente Polimérico 1 não está fora do valor determinado pela norma ASTM F2083-12,  $R_a = 2,0 \mu\text{m}$ . O componente polimérico menos rugoso é o 3 do conjunto que apresenta menores sinais de perda de material e maior duração. Este dado indica que o valor normatizado é bastante elevado e pode ser prejudicial ao implante.

Esta condição das superfícies merece atenção especial. O trabalho apontou, confirmando a teoria, que o desgaste e a deformação plástica foram maiores nos componentes com maiores rugosidades. A norma, então não atende às necessidades do implante. Para melhorar as condições das superfícies, seria necessária a redução dos valores máximos de rugosidade permitidos, ou o estudo detalhado sobre o perfil de rugosidade, buscando a melhor geometria para as asperezas.

A rugosidade superficial dos componentes deve ser a mais baixa possível e o perfil de rugosidade, deixado pelo processo de fabricação deve ser considerado, buscando aquele que for mais adequado e resistente ao movimento de deslizamento.

### **Componentes Tibiais**

Todos têm geometrias diferentes. O CT 1 e o CT 2 não permitem nenhum tipo de movimentação do polímero, enquanto o CT 3 permite movimentação lateral.

Somente o CT 2 apresentou composição química diferente da composição que era esperada pela deficiência de níquel. Embora os esforços para o desenvolvimento de ligas livres de elementos tóxicos sejam elevados, a composição do CT 2 não tem nenhum elemento que substitua este material.

Os pites de corrosão, gerados no processo de preparação da amostra CT2 em maior número se devem também à ausência da quantidade adequada de níquel.

### **Ensaio de Desgaste**

As reações diferentes de cada conjunto chamam a atenção quanto ao encaixe entre os componentes. O Conjunto 2 tem a área de contato maior e central que o Conjunto 3, em que o contato ocorreu somente nas bordas.

O Conjunto 2 tem ponto de apoio semelhante ao que é indicado pela norma ASTM F1223-14, que indica que ele deve ser na região central das cavidades poliméricas, com pequeno deslocamento para a frente do componente. No Conjunto 3, este ponto de apoio parece ser na lateral interna das cavidades, gerando um apoio menos estável.

Apesar de as partículas liberadas pelo Conjunto 3 serem menores, indicando menor desgaste que no Conjunto 2, o Conjunto 3 apresenta deformação plástica significativa e mostra que a pressão do contato foi mais elevada, sendo menos recomendado que o Conjunto 2.

A má distribuição de cargas entre os componentes do Conjunto 3 pode ser explicada por uma má distribuição do CF 3 na preparação do ensaio. Entretanto, o comportamento observado com a medição da rugosidade superficial é o mesmo encontrado na etapa de caracterização dos componentes: as maiores rugosidades estavam nas bordas e os valores eram semelhantes.

Esta observação permite inferir que a escolha dos componentes femoral e polimérico para a formação do conjunto não foi acertada, porque embora o encaixe pareça adequado em uma primeira vista, as dimensões internas não se harmonizam, sendo o CP 3, com dimensões das cavidades inferiores às dimensões necessárias para acomodar o CF 3.

Apesar do grande desprendimento de partículas de cromo, o molibdênio não foi um elemento encontrado com frequência nas partículas de desgaste coletadas do soro fisiológico, sugerindo maior qualidade nas ligações com o cobalto.

A formação dendrítica da microestrutura, gerada pela solidificação lenta, favorece a expulsão de cromo e deveria ser reavaliada, para que menos partículas, principalmente de cromo, fossem liberadas.

## 7 – Conclusões

Ao fim deste trabalho, após a caracterização dos componentes protéticos e de seu comportamento em relação ao desgaste, pode-se concluir que:

- ❖ O controle de qualidade na produção dos biomateriais no país deixa a desejar, pois com exceção do Componente Tibial 3, todos os materiais apresentam falhas, seja na composição inadequada dos componentes metálicos, ou na dosagem errada de radiação, nos componentes poliméricos;
- ❖ Falhas no processo de fabricação são encontradas na fabricação dos componentes metálicos, já que todos apresentaram rugosidade superficial de fabricação maior que a exigida na norma ASTM 2083-12;
- ❖ Não é possível considerar que os Componentes Femorais foram fabricados com ligas biomateriais, uma vez que a composição conta com elemento tóxico, que não poderia estar presente em nenhuma situação, por não ter nenhuma função benéfica para o organismo;
- ❖ A rugosidade superficial dos componentes protéticos deve ser a mais baixa possível e o perfil de rugosidade, deixado pelo processo de fabricação deve ser considerado, buscando aquele que for mais adequado e resistente ao movimento de deslizamento para padronização; o CP 1 é prova de que apesar de o valor da rugosidade média ser correto, o perfil gerado é inadequado.
- ❖ Embora o número de conjuntos estudados seja pequeno, algumas informações negativas já estudadas foram confirmadas. São elas: o fato de que a maior parte dos conjuntos que apresenta necessidade de revisão falha nos primeiros 5 anos; o Conjunto 1 falhou com 4 meses e o Conjunto 2, com 4 anos.
- ❖ Nenhum dos conjuntos estudados teve a vida útil esperada, entre 10 e 15 anos, fazendo parte dos 10% das próteses que apresentariam falhas precoces.
- ❖ O Comportamento dos conjuntos protéticos estudados em relação ao desgaste é ruim e não adequado ao implante.
- ❖ O aprimoramento dos processos de fabricação reduziria os números de cirurgias de revisão, causando menos transtornos físico, emocionais e financeiros para a população. A economia gerada pela aquisição de menos conjuntos de revisão possibilitaria a compra de conjuntos de melhor qualidade pelo SUS.

## 8 – Sugestões de trabalhos futuros

Ao longo da realização deste trabalho, muito foi aprendido e muitas outras idéias surgiram. Para que elas possam ser desenvolvidas, algumas sugestões de trabalhos futuros são indicadas, com objetivo de engrandecer a pesquisa:

- ❖ Estudo de desgaste com componentes femorais com processos de fabricação diferentes;
- ❖ Estudo de desgaste entre o componente tibial e o componente polimérico;
- ❖ Estudo comparativo entre o desgaste de próteses compostas por materiais diferentes;
- ❖ Estudo de desgaste em próteses totais de joelho novas;
- ❖ Estudo detalhado da geometria e fabricação dos componentes protéticos;
- ❖ Simulação de caminhada com aplicações de carga iguais às suportadas pelo conjunto protético quando *in vivo*,
- ❖ Realização de ensaios para comparar o desgaste ao utilizar o líquido sinovial e o soro fisiológico.

## 9 – Bibliografia

AAOS, a, **Beyond Surgery Day: The full impact of knee replacement.** Reserach reveals orthopaedic surgery has a social and economic impact. Disponível em A Nation in Motion < <http://www.anationinmotion.org/value/knee/> >. Acessado em 15 de dezembro de 2015.

AAOS, b, **Sex and musculoskeletal health: differences between males and females extend to their bone and joint conditions.** Disponível em A Nation in Motion < <http://www.anationinmotion.org/staff-article/sex-and-musculoskeletal-health-differences-between-males-and-females-extend-to-their-bone-and-joint-conditions/> >. Acessado em 16 de dezembro de 2015.

ADAMS, J. C.; HAMBLEN, D. L., **Manual de Ortopedia.** 11º edição. Artes Médicas. 1994.

AMATO, Prótese de joelho. Dez. 2012. Disponível em < <http://www.amato.com.br/content/pr%C3%B3tese-de-joelho> >. Acessado em 15 de dezembro de 2014.

ANÁLISE TÉRMICA, **Análise térmica diferencial? O que a Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) pode fazer por você.** Disponível em < <http://www.analisestermicas.com.br/analise-termica-diferencial-o-que-a-calorimetria-exploratoria-diferencial-dsc-pode-fazer-por-voce/> >. Acessado em 20 de fevereiro de 2016.

ANSARI, F., **Effect of processing, sterilization and crosslinking on UHMWPE fatigue fracture and fatigue wear mechanisms in joint arthroplasty,** Elsevier. Nournal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 53, 2016. 329-340.

ASTM F 1223-14, **Standard Test Method for Determination of Total Knee Replacement Constraint,** ASTM International.

ASTM F 136-13, **Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminium-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401),** ASTM International.

ASTM F 2083-12, **Standard Specification for Knee Replacement Prosthesis,** ASTM International.

ASTM F 620-11, **Standard Specification for Titanium Alloy Forgings for Surgical Implants in the Alpha Plus Beta Condition,** ASTM International.

ASTM F 732-00, **Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses**, ASTM International.

ASTM F75-12, **Standard Specification for Cobalt-28Chromium-6Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants**, ASTM International.

ASTM F99-11, **Standard Specification for Cobalt-28Chromium-6Molybdenum Alloy Forgings for Surgical Implants (UNS R31537, R31538, R31539)**, ASTM International.

BARR, A. E.; Bbackus, S.I.; **Biomecânica da Marcha**. In: NORDIN, Margareta; FRANKEL, Victor H. (Org.). *Biomecânica do Sistema Músculo Esquelético*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 379-396.

BARRETO, J. M., et al., **Avaliação a médio prazo da artroplastia total de joelho com implante de fabricação nacional**, Revista Brasileira de Ortopedia, 2011; 46 (5). 540-545.

BELLOTI, J. C., **Cenário atual de próteses ortopédicas – Discussão sobre próteses nacionais versus importadas**, Diagn Tratamento, 14 (1), 2009. 9-11.

BENTO, C. A. da S., **Estudo da interface Ti-6Al-4V/TiO<sub>2</sub> por microscopia eletrônica de varredura**. 2000. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) - Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2000.

BERRY, D. J., et al., **Knee wear measured in retrievals**, Clin Orthop Relat Res 470, 2012. 1860-1868.

BIOFABRIS, **Biomateriais**. Disponível em < <http://biofabris.com.br/pt/biomateriais/> >. Acessado em 15 de março de 2015.

BIOMATERIAIS, **Biomateriais: Cenário histórico e evolutivo**, Nov. 2011. Disponível em < [http://biomateriaisnaengenharia.blogspot.com.br/2011/11/biomateriais-cenario-historico-e\\_21.html](http://biomateriaisnaengenharia.blogspot.com.br/2011/11/biomateriais-cenario-historico-e_21.html) >. Acessado em 10 de outubro de 2015.

BLOG PÉS SEM DOR, **Joelho torto: valgo e varo**, Maio. 2015. Disponível em < <http://www.pessemdor.com.br/blog/joelho-torto-valgo-e-varo/> >. Acessado em 15 de dezembro de 2015.

BROWN, T. L.; LEMAY Jr, H. E.; BURSTEN, B. E.; BURDGE, J. R., **Química: a ciência central**. Tradução de Robson Mendes Matos. 9º ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2005. Título original: Chemistry – The central science.

CALLISTER, W. D. Jr., **Ciência e engenharia de materiais: Uma introdução**, 7ª edição. LTC, 2007. 705 páginas.

CAMARGO, O. P. A. de, CURY, R. P. L., **Fatores que influenciam a durabilidade das próteses de joelho**. In: Idemar Monteiro da Palma. (Org.). Clínica Ortopédica da SBOT: Artroplastia Total de Joelho. 2008. 67-74.

CAPELLO, W. N., et al., **Continued improved wear with na annealed highly crosslinked polyethylene**, Clin Orthop Res 469, 2011. 825-830.

CARRASCO, A. C., et. al., **Biomateriais utilizados em artroplastia total de joelho: Da matéria-prima às normas de fabricação**. In: XIII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e IX Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba. 2009. São José dos Campos.

CARVALHO, L. H., et al., **Amplitude de Movimento após artroplastia total do joelho**, Acta Ortopédica Brasileira, São Paulo, vol. 13, num. 5, 2005. 233-234.

CAWLEY, J., et. al., **A tribological study of cobalt chromium molybdenum alloys used in metal-on-metal resurfacing hip arthroplasty**, Elsevier. Wear, 255, 2003. 999-1006.

CESAR A. Q. MARTINS – CIRURGIA DO JOELHO, **Osteoartrite**. Disponível em < <http://www.cesarmartins.com.br/?area=osteartrose> >. Acessado em 16 de fevereiro de 2016.

CIMM – Centro de Informação Metal Mecânica, **Tipos de forjamento e ferramentas**. Disponível em < [http://www.cimm.com.br/portal/material\\_didatico/6489-tipos-de-forjamento-e-ferramentas#.V4kGwDUxLIU](http://www.cimm.com.br/portal/material_didatico/6489-tipos-de-forjamento-e-ferramentas#.V4kGwDUxLIU) >. Acessado em 13 de novembro de 2015.

CITTERS, D. W. V., et al., **Rolling sliding wear of UHMWPE for knee bearing applications**, Elsevier. Wear, 263, 2007. 1087-1094.

COBRA, H. A. A.B.; PALMA, I. M. da, **Polietileno tibial móvel na artroplastia total do joelho**, Revista Brasileira de Ortopedia, 44 (6), 2009. 475-478.

COSTA, S., **Cirurgia de joelho**, Jun. 2015. Disponível em < <http://www.tudosobrejoelho.com/cirurgia-de-joelho/> >. Acessado em 19 de fevereiro de 2016.

COUTINHO, F. M. B.; MELLO, I. L.; SANTA MARIA, L. C. DE, **Polietileno: Principais tipos, propriedades e aplicações**, Polímeros: Ciênci e Tecnologia, vol. 13, num. 1, 2003. 1-13.

CURREY, J. D., **Bones: Structure and Mechanics**, 2<sup>nd</sup> edition Princeton University Press, 2002. 456 páginas.

DEPARTAMENTO DE MINAS E ENERGIA, **Cobalto**. Disponível em < <http://www.dnpm.gov.br/dnpm/sumarios/cobalto-sumario-mineral-2014> >. Acessado em 20 de outubro de 2015.

DOBBS, H. S.; SCALES, J. T., **Behavior of commercially purê titanium and Ti-318 (Ti-6Al-4V) in orthopedic implants, Titanium alloys ins surgical implants**, ASTM STP 796. American Society for Testing and Materials, 1983. Páginas 173-186.

DPLP – Dicionário Priberam da Língua Portuguesa. Disponível em < <https://www.priberam.pt/DLPO/artroplastia> >. Acessado em 20 de setembro de 2014.

DUTRA, M. S., et al., **Estudo do desgaste e do atrito na articulação natural e artificial do joelho humano**. In: II Congresso Nacional de Engenharia Mecânica. 2002. João Pessoa.

ECYCLE – SUA PEGADA MAIS LEVE, **Níquel: conheça sua importância, os riscos e como lidar com este metal**. Disponível em < <http://www.ecycle.com.br/component/content/article/67-dia-a-dia/1840-niquel-caracteristicas-consumo-contato-bijuterias-alimentacao-exposicao-impacto-efeito-riscos-toxico-saude-sensibilidade-doencas-cancer-contaminacao-extracao-mineracao-poluicao-degradacao> >. Acessado em 10 de março de 2016.

ESSNER, A., et al., **The effect of sagittal conformity on knee wear**, Elsevier. *Wear*, 255, 2003. 1085-1092.

FARIAS, J. X. N. de, et al., **Polietileno de ultra alto peso molecular (PEUAPM): Propriedades, processamentos e aplicações**. In: 9º Congresso Brasileiro de Polímeros. Campina Grande. 2007.



FERREIRA, F. C. M., **Comportamento sob abrasão em polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) irradiado**, Instituto Militar de Engenharia, 2007. 137 páginas. Dissertação.

FILHO, M. A., **FEM desenvolve ligas de titânio**: Materiais são utilizados na produção de próteses para implantes ortopédicos e odontológicos. *Jornal da Unicamp*, 4 a 10 de Maio. 2009. Disponível em <  
[http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp\\_hoje/ju/maio2009/ju427\\_pag02.php](http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp_hoje/ju/maio2009/ju427_pag02.php) >. Acessado em 10 de março de 2015.

FONSECA, F., **Infecções em artroplastias do joelho**. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, 14, fascículo II, 2006. 109-125.

GAMMON, L. M.; BRIGGS, R. D.; PACKARD, J. M.; BATSON, K. W.; BOYER, R.; DOMBY, C. R., **Metallography and Microstructures of Titanium and Its Alloys**, *Metallography and Microstructures*, Vol 9, ASM Handbook, ASM International, 2004. 899–917.

GIACCHI, J. V.; FORVARO, O.; PALACIO, H., **Microstructural evolution during solution treatment of Co-Cr-Mo-C biocompatible alloys**, Elsevier. *Materials Characterization* 68, 2012. 49-57.

GIANNETTI, B.F.; ALMEIDA, C. M. V. B.; BONILLA, S. H., VENDRAMETO, O. **Nosso cromo de cada dia: Benefícios e riscos**. Disponível em <  
<http://www.hottopos.com.br/regeq8/biaggio.htm> >. Acesado em 08 fevereiro de 2016.

GOMES, L. S. M., **Biomateriais em artroplastia de quadril: Propriedades, estrutura e composição**. In: Luiz Sérgio Marcelino Gomes et al. Eds. *O Quadril*, São Paulo. Atheneu, 2010. 121-143.

GOOGLE, Google Images. Disponível em <  
[https://www.google.com.br/search?q=componente+femoral+protese+total+de+joelho&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjHisn\\_0dvOAhWGFpAKHdjfBPYQ\\_AUICCgB&biw=1366&bih=636#tbm=isch&q=componente+femoral+protese+total+de+joelho+vista+lateral%5D&imgc=WViTHCakOZ7UfM%3A](https://www.google.com.br/search?q=componente+femoral+protese+total+de+joelho&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjHisn_0dvOAhWGFpAKHdjfBPYQ_AUICCgB&biw=1366&bih=636#tbm=isch&q=componente+femoral+protese+total+de+joelho+vista+lateral%5D&imgc=WViTHCakOZ7UfM%3A) >.

GRACITELLI, G., **Artrose**, Dez. 2014. Disponível em < <http://www.guilhermegracitelli.com/doencas/artrose-do-jelho> >. Acessado em 20 de março de 2015.

HIROMOTO, S., et al., **Microstructure and corrosion behaviour in biological environments of the new forged low-Ni Co-Cr-Mo alloys**, Elsevier. *Biomaterials*, 26, 2005. 4912-4923.

HUSTON, R. L., **Principals of Biomechanics**, CRC Press, Taylor & Francis Group, 2009. Páginas 156-163.

HUTCHINGS, I. M., **Tribology: Friction na wear of engineering materials**, Butterworth-Heinemann, 1992.

ICZ – Instituto de Metais Não Ferrosos, **O níquel e a saúde**. Disponível em < <http://www.icz.org.br/niquel-saude.php> >. Acessado em 20 de fevereiro de 2016.

INSTITUTO COHEN, **Joelho**. Disponível em < [http://institutocohen.com.br/areadeatuacao\\_interna.php?id=37](http://institutocohen.com.br/areadeatuacao_interna.php?id=37) >. Acessado em 13 de dezembro de 2015.

ITAOESTE – Serviços e Participações Ltda., **Itaoeste descobre jazida de tálio na Bahia**. Disponível em < <http://www.itaoste.com.br/2011-02-br.html> >. Acessado em 29 de fevereiro de 2016.

JAHAN, M. S., et al., **A comparative study of radiation effects in medical-grade polymers: UHMWPE, PCU and PEEK**, Elsevier. *Radiation Physics and Chemistry*, 118, 2016. 96-101.

JR. A. M. **Cobalto – Papel no organismo Humano**, Dez. 2007. Disponível em < <http://www.medicinageriatrica.com.br/2007/12/31/ion-cobalto-papel-no-organismo-humano> >. Acessado em 10 de outubro de 2015.

JR., D. R., **The direct and indirect costs to society of treatment for end-stage knee osteoarthritis**, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 95, 2013. 1473-1480.

KAEMPF, G., **Anatomia do joelho**. *Traumatologia do Esporte, Cirurgia do Joelho, Artroscopia*. Disponível em <

<http://www.gustavokaempf.com.br/index.php/joelho/anatomia.html>>. Acessado em 30 de novembro de 2015.

Klarstrom, D.; CROOK, P.; WU, J., **Metallography and Microstructures of Cobalt and Cobalt Alloys**, Metallography and Microstructures, Vol 9, ASM Handbook, ASM International, 2004. 762–774.

KUMAR, S., **Biomechanics in Ergonomics**, 2<sup>nd</sup> Edition. Taylor & Francis, 2008. Capítulo 02, seção 01. Páginas 41 – 50.

KUMAR, S., **Biomechanics in Ergonomics**, 2<sup>nd</sup> Edition. Taylor & Francis, 2008. Capítulo 06, seção 02. Páginas 149 – 169.

KURTZ, S. M., et al., **History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene**, Cin Orthop Relat Res, 469, 2011. 2262-2277.

LEONARDI, A., **Prótese do joelho: quem deve ser submetido?** Disponível em < <http://adrianoleonardi.com.br/protese-do-joelho-quem-deve-ser-submetido/> >. Acessado em 15 de dezembro de 2014.

LUDEMA, K. C., **Introduction to wear**, Friction, lubrication and wear technology, ASM International, 1992. 320.

LUDEMA, K. C., **Sliding and adhesive wear**, Friction, lubrication and wear technology, ASM International, 1992. 436-449.

MANO, E. B.; MENDES, L. C., Identificação de Plásticos, Borrachas e Fibras, São Paulo. Edgard Blucher Ltda. 2000. 240 páginas. Capítulo 2.

MAO, Y. S., et al., Tribo-layer and its role in dry sliding wear of Ti-6Al-4V, Elsevier. Wear, 2097, 2013. 1032-1039.

MASTERTON, W. L.; SLOWINSKI, E. J.: **Chemical Principles**. 1977. Saunders Company.

MELO, O., **Transplante de Menisco**, Jan. 2012. Disponível em < <http://dr-otavio.blogspot.com.br/>>. Acessado em 18 de março de 2015.

MOZELLA, A. P., et al., **Revisão de artroplastia unicompartmental de joelho: implantes usados e causas de falha**, Elsevier. Revista Brasileira de Ortopedia, 42 (2), 2014. 154-159.

MSPC – Informações Técnicas, **Tálio – TI**. Disponível em < [http://www.mspc.eng.br/quim1/quim1\\_081.shtml](http://www.mspc.eng.br/quim1/quim1_081.shtml) >. Acessado em 28 de fevereiro de 2016.

MÜNCH, H. J., et al., **The association between metal allergy, total knee arthroplasty, and revision**, Acta Orthopaedica, 86, vol. 3, 2015. 378-383.

NETO, D. C. de S., **Caracterização microestrutural e mecânica de uma liga de Co-Cr. Uma avaliação de seu desempenho mecânico em um produto de engenharia**, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2014. 74 páginas. Dissertação.

NING, Y., et al., **Effects of fabrication process and coating of reinforcements on the microstructure and wear performance of Stellite alloy composites**, Elsevier. Materials Science and Engineering A 391, 2005. 313-324.

NOGUEIRA, M., **Os elementos da morte**, Out. 2005. Superinteressante, Edição 218. Disponível em < <http://super.abril.com.br/ciencia/os-elementos-da-morte> >. Acessado em 28 de janeiro de 2016.

NOVUM HOSPITALAR, **Metasul®**. Disponível em < <http://www.novumhospitalar.com.br/portfolio/metasul/> >. Acessado em 10 de dezembro de 2015.

O'BRIEN, F. R., **Artroplastia Total de Joelho (Total Knee Replacement)**. Disponível em < <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00751&webid=25D9E253> >, AAOS. Acessado em 15 de dezembro de 2015.

OLIVEIRA, A. L. L. de, **Desenvolvimento de uma metodologia para avaliar o desgaste do mecanismo tribológico de próteses totais de quadril**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2010. 144 páginas. Tese.

PARK, J. B.; LAKES, R. S., **Biomaterials: Na Introduction**. Springer, 2007. 562 páginas.

PASSOS, M. F., **Desenvolvimento de tecnologia de biofabricação com laser infravermelho para recobrimento de próteses articulares com hidrogel**. Faculdade de Engenharia Química – UNICAMP, 2011.

PÉCORA, J. R.; HERNANDEZ, A. J.; CAMANHO, G. L., **Artrose do joelho: Gênese e Soluções**, Atheneu, 2012. 371 páginas

PINA, C. G. F., et al., **Corrosion-wear evaluation of a UHMWPE/Co-Cr couple in sliding contact under relatively low contact stress in physiological saline solution**, Elsevier. *Wear*, 271, 211. 665-670.

PIRES, A. L. R.; BIERHALZ, A. C. K.; MORAES, A. M., **Biomateriais: Tipos, aplicações e mercado**, *Quim. Nova*, vol. 38, num. 7. 2015. 957-971.

PORTAL DO BRASIL, a, **Cirurgias ortopédicas crescem 72% no primeiro quadrimestre do ano**, Jun. 2015. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2015/06/cirurgias-ortopedicas-crescem-72-no-primeiro-quadrimestre-de-2015> >. Acessado em 10 de fevereiro de 2016.

PORTAL DO BRASIL, b, **Mapeamento reduz tempo de espera para cirurgias no Rio**, Nov. 2015. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2015/11/mapeamento-reduz-tempo-de-espera-para-cirurgias-no-rio> >. Acessado em 07 de fevereiro de 2016.

PORTAL DO BRASIL, c, **Cirurgias no joelho beneficiam pacientes esta semana**, Abr. 2013. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2013/04/cirurgias-no-joelho-beneficiam-100-pacientes-esta-semana#> >. Acessado em 06 de janeiro de 2016.

PORTAL DO BRASIL, d, **Plataforma online monitora próteses implantadas no país**, Abr. 2014. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2014/04/plataforma-online-monitora-proteses-implantadas-no-pais> >. Acessado em 06 de fevereiro de 2016.

PORTAL DO BRASIL, e, **Rio de Janeiro recebe mutirão de cirurgias de joelho**, Mar. 2015. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2015/03/rio-de-janeiro-recebe-mutirao-de-cirurgias-de-joelho> >. Acessado em 07 de janeiro de 2016.

PORTAL DO BRASIL, h, **Into desenvolve pesquisa sobre artrose**, Nov. 2013. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2013/11/into-desenvolve-pesquisa-sobre-artrose> >. Acessado em 20 de agosto de 2015.

PORTAL DO BRASIL, i, **Pesquisadores estudam perfil genético de pacientes com artrose**, Dez. 2013. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2013/12/pesquisadores-estudam-perfil-genetico-de-pacientes-com-artrose> >. Acessado em 20 de agosto de 2015.

PORTAL DO BRASIL, j, **Norma técnica sobre prótese de joelho é revisada**, Abr. 2014. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/ciencia-e-tecnologia/2014/04/norma-tecnica-sobre-protese-de-joelho-e-revisada> >. Acessado em 06 de janeiro de 2016.

PORTAL DO BRASIL, f, **Instituto de Traumatologia faz mutirão de cirurgias de joelho**, Set. 2014. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2014/09/instituto-de-traumatologia-faz-mutirao-de-cirurgias-de-joelho> >. Acessado em 07 de janeiro de 2016.

PORTAL DO BRASIL, g, **Portaria disciplina autorização para próteses ortopédicas**, Jan. 2016. Disponível em < <http://www.brasil.gov.br/saude/2016/01/portaria-disciplina-autorizacao-para-proteses-ortopedicas> >. Acessado em 06 de fevereiro de 2016.

QUIMLAB – Soluções em Química, **Tálio**. Disponível em < <http://www.quimlab.com.br/guiadoselementos/talio.htm> >. Acessado em 29 de fevereiro de 2016.

RATNER. B. D., et al., **Biomaterials Science: An introduction to materials in medicine**, Academic Press, 1996. 37-132.

REN, F.; ZHU, W.; CHU, K., **Fabrication, tribological and corrosion behaviors of ultra-fine grained Co-28Cr-6Mo alloy for biomedical applications**, Elsevier. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 60, 2016. 139-147.

REN, F.; ZHU, W.; CHU, K., **Fabrication, tribological and corrosion behaviors of ultra-fine grained Co-28Cr-6Mo alloy for biomedical applications**, Elsevier. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 60, 2016. 139-147.

REZENDE, F. C., et al., **É seguro o corte femoral distal em artroplastia total de joelho com 5° a 6° de valgo empiricamente na população geriátrica brasileira?** Elsevier. Revista Brasileira de Ortopedia, 48(5), 2013. 421-426.

ROCHA, M. F. G., **Análise e caracterização do polietileno de ultra elevado peso molecular para aplicação em prótese total de joelho**. Universidade federal de Minas Gerais, 2006. 111 páginas.

ROESLER, C. R. deM., **Resposta ao Of. Circular 11/2001 – UTVIG/NUVIG/ANVISA. Dados e informações sobre os riscos da utilização do aço 316L na fabricação de implantes ortopédicos**. Florianópolis, Ago. 2011. 13 páginas.

ROSE, J.; GAMBLE, J G., **Marcha: Teoria e prática da locomoção Humana**. 3ª edição, Guanabara KOOGAN, 2007.

SANDINOX – **Sandinox Biomateriais, Liga de CoCrMo F1537**. Disponível em < [http://www.sandinox.com.br/produtos\\_descricao\\_v8.php](http://www.sandinox.com.br/produtos_descricao_v8.php) >. Acessado em 09 de outubro de 2015.

SANT ANNA, J. P., **Plásticos na medicina: Das seringas às próteses**. Polímeros e compósitos conquistam mais aplicações. Nov. 2014. Disponível em < <http://www.plastico.com.br/plastico/17024/plastico-na-medicina-das-seringas-protese-polimeros-e-compositos-conquistam-mais-aplicacoes/> >. Acessado em 23 de novembro de 2015.

SANTANA, R. C.; CABREIRA, V., **Material de apoio à disciplina de análise instrumental a polímeros**, UFRGS, 2009. Capítulo 2.3. Disponível em < [https://chasqueweb.ufrgs.br/~ruth.santana/analise\\_instrumental/aula2j.html](https://chasqueweb.ufrgs.br/~ruth.santana/analise_instrumental/aula2j.html) >. Acessado em 20 de março de 2016.

SANTOS, L. A. dos, **Processamento e Caracterização da liga 66Co-28Cr-6Mo (% peso) para implantes**. Escola de Engenharia de Lorena – Universidade de São Paulo, 2012. 93 páginas. Dissertação.

SANTOS, R. G., **Transformações de fases em materiais metálicos**, Editora da UNICAMP, Campinas, 2006.

SAÚDE DICAS, **Cobalto: Benefícios do Cobalto para a saúde**. Disponível em < <http://www.saudedicas.com.br/dicas/beneficios-do-cobalto-para-a-saude-1510629> >. Acessado em 20 de novembro de 2015.

SBOT – Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Colégio Brasileiro de Radiologia, **Artrose do joelho: Tratamento cirúrgico**. Projeto Diretrizes, 2007. 7 páginas.

SHEEJA, D.; TAY, B. K.; NUNG, L. N., **Tribological characterization of surface modified UHMWPE against DCL-coated Co-Cr-Mo**, Elsevier. Surface & Coatings Technology, 1990, 2005. 231-237.

SILVA, C. H., **Degradação de UHMWPE e de POM devido à ação tribológica contra aço inoxidável e alumina**. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2003. 294 páginas.

SILVA, P. M. G. O., **Prótese total de joelho – A história da arte: Revisão bibliográfica**, Faculdade de Ciências da Saúde – Universidade da Beira do Interior, 2010. 68 páginas. Dissertação.

SOFT CIÊNCIAS, **Tálio**. Disponível em < <http://nautilus.fis.uc.pt/st2.5/scenes-p/elem/e08190.html> >. Acessado em 29 de fevereiro de 2016.

SOUZA, M. M. de, **Estudo da forma e da rugosidade em próteses ortopédicas de quadril**. UFRJ/ COPPE, 2011. 129 páginas. Tese.

SRINIVASAN, V.; RAFFI. N. M., **A study on wear behavior of  $\alpha$ -UHMWPE sliding against 316L stainless steel counter face**, Elsevier. *Wear*, 306, 2013. 22-26.

STEFANESCU, D.M.; RUXANDA, R., **Solidification Structures of Titanium Alloys**, *Metallography and Microstructures*, Vol 9, ASM Handbook, ASM International, 2004. 116–126.

STOETERAU, R. L., **Tribologia**, Universidade Federal de Santa Catarina, 2004.

STOJILOVIC, N. et al., **Analysis of prosthetic knee wear debris extracted from synovial fluid**, Elsevier. *Applied Surface Science* 252, 2006. 3760-3766.

SULLIVAN, J. B.; KRIEGER, G. R., **Clinical Environmental Health and Toxic Exposures**. Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 1323 páginas. Página 955.

THYSSEN, J. P.; JAKOBSEN, S. S.; ENKILDE, K.; JOHANSEN, J. D.; SOBALLE, K.; MENNE, T., **The association between metal allergy, total hip arthroplasty and revision**. *Acta Orthop.* 2009. 80:6, 646-652. Disponível em < <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17453670903487008> >. Acessado em 15 de maio de 2015.

TIRICO, L. E. P., et al., **Estudo da estabilidade dos componentes na artroplastia total do joelho sem cimento**, *Acta Ortop Bras.* [online]. 2012, 20(4). 230-234. Disponível em < <http://www.scielo.br/aob> >. Acessado em 28 de agosto de 2014.

TISLER, R. J., **Fatigue and Fracture Characteristics of Ti-6Al-4V HIP'ed Investment Castings, in Proceedings of the International Conference on Titanium**, Titanium Development Association, Oct 1986. 23-41.



TPC – Tabela Periódica Completa, **Tálio (Tl)**. Disponível em < <http://www.tabelaperiodicacompleta.com/elemento-quimico/talio> >. Acessado em 29 de fevereiro de 2016.

VAN VLACK, L. H., **Princípios de ciências dos materiais**, 13ª impressão. Edgard Blücher, 2000. 427 páginas.

WANG, Y. Q.; LI, J., **Sliding wear behavior and mechanism of ultra-high molecular weight polyethylene**, Elsevier. Materials Science and Engineering, A 266, 1999. 155-160.

ZANGENEH, SH.; LASHGARI, H. H.; ROSHANI, A., **Microstructure and tribological characteristics of aged Co-28Cr-5Mo-0,3C alloy**, Elsevier. Materials and Design 37, 2012. 292-303.

ZIMMER, **Tecnologia Trabecular Metal™**. Disponível em < <http://www.zimmerbrasil.com.br/medical-professionals/our-science/common/trabecular-metal-technology.html> >. Acessado em 02 de março de 2016.