



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CAMPUS TRINDADE - CENTRO TECNOLÓGICO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Vinícius Oliveira dos Santos

Análise experimental e numérica do mecanismo de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento de próteses de quadril

FLORIANÓPOLIS
2020

Vinícius Oliveira dos Santos

Análise experimental e numérica do mecanismo de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento de próteses de quadril

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica

Orientador: Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler

Coorientadora: Prof.^a Dr.^a Patricia Ortega Cubillos

Coorientador: Dr. Cláudio Teodoro dos Santos

Florianópolis

2020

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Santos, Vinícius Oliveira dos

Análise experimental e numérica do mecanismo de fretting-corrosion nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento de próteses de quadril / Vinícius Oliveira dos Santos ; orientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, coorientadora, Patricia Ortega Cubillos, coorientador, Cláudio Teodoro dos Santos, 2020.

187 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2020.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Engenharia Mecânica. 3. Análise de Fretting-Corrosion. 4. Prótese cimentada. 5. Biomecânica do Quadril. I. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello. II. Cubillos, Patricia Ortega. III. Santos, Cláudio Teodoro dos. IV. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. V. Título.

Vinícius Oliveira dos Santos

Análise experimental e numérica do mecanismo de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento de próteses de quadril

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Edison da Rosa, Dr. Eng.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Fábio Antônio Xavier, Dr. Eng.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof.(a) Sônia Maria Hickel Probst, Dr^a. Fís-Quím.
Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de mestre em Engenharia Mecânica.

Prof. Jonny Carlos da Silva, Dr. Eng.
Coordenador do Programa

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng.
Orientador

Florianópolis, 30 de Abril de 2020.

Este trabalho é dedicado aos meus colegas de classe e aos meus queridos pais.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao LEBm, Laboratório de Engenharia Biomecânica pela oportunidade, em especial aos meus orientadores Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Prof.^a Patrícia Ortega Cubillos e ao Dr. Cláudio Teodoro dos Santos por tornarem esta pesquisa de mestrado possível, pela confiança depositada em mim, além do conhecimento transmitido nas orientações e reuniões.

Agradeço aos meus colegas de mestrado Allan Assad, Vinícius Zanardi e Lucas Gimenis pelo companheirismo durante o mestrado.

Agradeço aos demais membros da equipe do LEBm e da equipe do INT pelo bom desenvolvimento do trabalho. Especialmente a André Pizollatti, Arthur Paiva, Douglas Lunkes e Wellington Fernandes pela ajuda no trabalho.

Aos meus pais Marcelino Gonçalves dos Santos e Gicélia Márcia Oliveira dos Santos, meu irmão Rafael Oliveira dos Santos, minha avó, Marlene Moreira Gonçalves dos Santos, meus tios e primos, que, como sempre, me apoiaram e aconselharam nos momentos de felicidade e de dificuldade.

Agradeço a minha avó Maria de Lourdes Requião de Oliveira (*in memorian*), aos meus avôs Francisco Xavier de Oliveira (*in memorian*) e Raimundo Elias dos Santos (*in memorian*), ao meu tio Márcio Gonçalves dos Santos (*in memorian*), pessoas que não estiveram presentes fisicamente nessa etapa de minha vida, mas que são diretamente responsáveis pela pessoa e profissional que me tornei.

Agradeço também a todo o programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina pela oportunidade da vaga. Especialmente ao coordenador Professor Jonny da Silva e aos professores da minha banca examinadora, Professores Edison da Rosa, Fábio Antônio Xavier e Sônia Maria Hicel Probst.

RESUMO

Os íons e partículas metálicas, provenientes da degradação de próteses de quadril, induzem reações teciduais adversas, tornando necessária a realização da cirurgia de revisão da artroplastia total do quadril. A degradação ocorre principalmente pelo mecanismo de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento de próteses de quadril. O objetivo do presente trabalho é investigar a degradação gerada pelo mecanismo de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento de próteses de quadril por meio de análises *in vitro* e *in silico*, buscando identificar quais das superfícies de contato é a mais degradada e qual é a potencialmente mais nociva ao corpo humano. Para tanto, foram realizadas análises de dureza, de composição química, dimensional e de superfície na haste e na cabeça, ensaios *in vitro* da degradação da superfície de contato haste-cabeça e haste-cimento e análise *in silico* para mensuração da tensão de contato e micromovimentação. Os ensaios *in vitro* foram realizados com monitoramento eletroquímico, e, após o ensaio, foram analisados os íons, as partículas e os mecanismos de *fretting-corrosion*. Os resultados da análise eletroquímica demonstraram que a superfície de contato haste-cimento sofreu uma maior degradação por *fretting-corrosion*. A maior perda de massa do corpo da haste, identificada na análise eletroquímica, foi confirmada pela análise de íons totais. A maior degradação da superfície de contato haste-cimento provavelmente está relacionada a maior micromovimentação nessa superfície. Esta hipótese é corroborada pelos resultados *in silico* aqui obtidos, onde os resultados foram compatíveis também com outros resultados de ensaios *in vitro* da literatura. Os mecanismos associados à degradação por *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento avaliadas *in vitro* foram semelhantes aos identificados em análises de explantes. A similaridade dos mecanismos *in vitro* e *in vivo* possibilitam a correlação da degradação observada *in vitro* com a degradação que ocorreria *in vivo*. Desta forma, parece que a maior degradação da superfície de contato haste-cimento pode ser o principal motivador para as reações teciduais adversas identificadas *in vivo*, fato que contrasta com a maioria das pesquisas atuais.

Palavras-chave: *Fretting-corrosion*. Superfície de contato. haste-cimento. haste-cabeça. Partículas. Íons.

ABSTRACT

Metal ions and debris generated from the degradation of hip prostheses, induce adverse tissue reactions, and the need for total hip arthroplasty revision. The degradation occurs mainly by the fretting-corrosion mechanism at the stem-head and stem-cement interface of hip prostheses. The present work aims to investigate the degradation generated by the fretting-corrosion mechanism at the stem-head and stem-cement interface of hip prostheses by in vitro and in silico analysis to identify which interface is the most degraded and is the most potentially harmful to the human body. For this purpose, analyses of hardness, chemical, dimensional, and surface composition were carried out on the stem and head, in vitro tests of the degradation of the stem-head and stem-cement interface, and in silico analysis to measure contact pressure and micromotion. The in vitro tests were performed with electrochemical monitoring, and after the test was analyzed metal ions, debris, and the fretting-corrosion mechanisms. The results of the electrochemical analysis demonstrated that the stem-cement interface was the most degraded by fretting-corrosion. The greater mass loss of the stem body, identified in the electrochemical analysis, was confirmed by the analysis of total ions. The greater degradation of the stem-cement interface probably correlates with the greater micromotion at this interface. This hypothesis is corroborated by the in silico results obtained here, where the results were also similar to other in vitro results from the literature. The mechanisms associated with fretting-corrosion degradation on the stem-head and stem-cement interface evaluated by in vitro were similar to those identified in retrieval analysis. The similarity of the in vitro and in vivo mechanisms makes it possible to correlate the degradation observed in vitro with the degradation that would occur in vivo. Thus, it seems that the greater degradation of the stem-cement interface may be the main reason for the adverse tissue reactions identified in vivo, a fact that contrasts with most current research.

Keywords: *Fretting-corrosion*. Interface. Stem-Cement. Stem-Head. Debris. Ions.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura óssea do quadril.....	18
Figura 2 - Movimentos da Articulação do quadril. A, Flexão-Extensão. B, Abdução. C, Adução. D, Rotação externa. E, Rotação interna.	19
Figura 3 - A, movimento executado pela articulação do quadril no plano sagital. B, movimento executado no plano transversal e frontal pela articulação do quadril.	20
Figura 4 - Padrão de força durante a marcha humana.....	21
Figura 5 - Componentes utilizados na artroplastia total de quadril.	22
Figura 6 – Tipos de hastes referente a modularidade.	23
Figura 7 – Ilustração das regiões de origem das partículas e íons metálicos.	28
Figura 8 – Ilustração do desgaste abrasivo.	29
Figura 9 – Ilustração do desgaste adesivo.	30
Figura 10 – Ilustração do desgaste por fadiga de superfície.	31
Figura 11 – Ilustração dos três estágios da corrosão por fresta: a) Condução do eletrólito em contato com a fresta, b) Formação de regiões catódicas e anódicas, c) Formação de produtos de corrosão.	33
Figura 12 – Ilustração da formação e propagação do pite.....	34
Figura 13 – Imagem de uma liga de CoCrMo com presença de corrosão intergranular.	36
Figura 14 – Ilustração do efeito da diferença de conicidade da haste e da cabeça. A) Conicidade da cabeça maior do que da haste; B) Conicidade da cabeça e haste iguais; C) Conicidade da cabeça menor do que da haste.	37
Figura 15 – Imagem de hastes explantadas com elevado grau de <i>fretting-corrosion</i>	38
Figura 16 – Imagem de cabeças explantadas com evidências de <i>imprinting</i>	39
Figura 17 – Imagem de um implante removido, ou explante, com elevado grau de <i>fretting-corrosion</i> na superfície da haste que estava em contato com o cimento.	40
Figura 18 – Processo de <i>fretting-corrosion</i> na superfície de contato haste-cimento.....	41
Figura 19 – Camada de óxido presente no cimento ósseo após ensaio de <i>fretting-corrosion</i> em uma haste de CoCrMo.....	42

Figura 20 – Ilustração do processo de absorção das partículas metálicas e morte celular.....	44
Figura 21 - Presença de metalose nos tecidos adjacentes a prótese de quadril.	46
Figura 22 – Ilustração do processo inflamatório gerado pelas partículas de desgaste metálica.	48
Figura 23 – Casos de fratura da haste no cone da haste (A), pescoço modular (B) e região distal da haste (C).....	49
Figura 24 – Ilustração dos diferentes tipos de cone. A) diâmetro 11/13 do cone; B) diâmetro 12/14 do cone; C) diâmetro 14/16 do cone; D) conicidade 5°38'37"; E) Conicidade 2°52'.....	51
Figura 25 - Média (+ desvio) do grau de severidade por Goldberg por <i>offset</i> analisado.....	53
Figura 26 – Topografia de cones polidos e microrranhurados.....	54
Figura 27 – Relação entre rugosidade e aumento da tensão de cisalhamento (A) e tensão adesiva (B). 1 kgf/cm ² = 0,098 MPa.....	56
Figura 28 – Procedimento para fixação da cabeça femoral no cone da haste.	58
Figura 29 - Aparato experimental para o ensaio de fadiga em diferentes meios corrosivos.....	60
Figura 30 - Aparato experimental para o ensaio de <i>fretting-corrosion</i> da superfície de contato haste-cimento.....	61
Figura 31 - Ilustração da orientação da haste conforme recomendado pela norma ASTM F1875, sendo: (a) método I – vertical, (b) método II - invertida.	62
Figura 32 – ilustração do sistema para mensuração do potencial (V) e corrente elétrica (A).	65
Figura 33 – Efeito da combinação de material do par cabeça/haste na corrente de <i>fretting</i>	66
Figura 34 – Efeito da força de encaixe sobre a corrente de <i>fretting</i>	67
Figura 35 – Efeito do elemento radiopacificador e antibiótico na corrente de <i>fretting</i> da superfície de contato haste/cimento. CMW Smartset HV, cimento com adição de dióxido de zircônio; CMW Smartset MV, cimento com adição de sulfato de bário; CMW Smartset GHV, cimento com adição de dióxido de zircônio com sulfato de gentamicina.	68

Figura 36 – Efeito do acabamento de superfície do corpo da haste na corrente de <i>fretting</i> e perda de massa da do corpo da haste.	69
Figura 37 – Ilustração dos íons mensurados pelo método eletroquímico e por quantificação de íons.	70
Figura 38 – Contribuição da perda de massa da superfície de contato haste-cimento por corrosão e dissolução de partículas de desgaste.	71
Figura 39 - Morfologias de partículas segundo a ASTM F1877. a) esférica ou esferoidal, b) fibrilar, c) granular, d) <i>shards</i> ou <i>sharps</i> , e) globular e f) flocos.	73
Figura 40 – Partículas obtidas no ensaio de fadiga em meio corrosivo. a) Flocos lisos, b) flocos rugosos, c) aglomerado globular e d) granular irregular.	74
Figura 41 – Ilustração do método de medição e da nuvem de pontos.	75
Figura 42 – Aparato experimental a esquerda e modelo empregado no FEA.	76
Figura 43 – Tensão de contato nos cones da haste através do MEF.	77
Figura 44 – Fluxograma das atividades.	80
Figura 45 – Grupo das hastes e cabeças utilizadas na pesquisa.	86
Figura 46 – Ilustração das regiões seccionadas da haste e da cabeça femoral.	87
Figura 47 – Ilustração da posição dos campos para análise de microdureza da haste e cabeça.	88
Figura 48 – Ilustração dos parâmetros dimensionais que foram avaliados. .	89
Figura 49 – Ilustração do posicionamento da haste para cimentação.	90
Figura 50 – Nível de solução e superfície de contato com silicone dos grupos I e II.	91
Figura 51 – Sistema para medição eletroquímica, durante o ensaio de <i>fretting-corrosion</i>	92
Figura 52 – Ilustração do método de medição do tamanho de partícula. Somente a região em vermelho e delimitada pela linha azul foi utilizada para mensuração do tamanho da partícula.	95
Figura 53 – Posições analisadas no corpo da haste (em azul) e no cone da haste e cabeça (em vermelho).	97
Figura 54 – Passos para análise do cone da haste através da área da fotografia. Os valores são ilustrativos.	98

Figura 55 – Passos para análise do corpo da haste através da área da fotografia. Os valores são ilustrativos.....	99
Figura 56 – Ilustração da análise <i>in silico</i> . A) Superfície de aplicação de força; B) Superfície com restrição de movimento; C) Perfil de carregamento.....	100
Figura 57 – Resultado da análise de dureza da haste e da cabeça.....	105
Figura 58 - Propriedades mecânicas convertidas a partir dos resultados de dureza da haste e da cabeça. A linha vermelha e amarela são os valores de tolerância sugeridos pela ISO 5832-1.....	106
Figura 59 – Topo grafia e perfis do cone da cabeça e da haste. Os perfis de rugosidade foram obtidos a partir da remoção da forma da superfície.	107
Figura 60 – Tensão principal máxima obtida através da análise <i>in silico</i> . ..	111
Figura 61 – Tensão de contato e micromovimento nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento obtida através da análise <i>in silico</i> . A seta preta indica o valor médio.....	112
Figura 62 – Variação da corrente em função da frequência sobre as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento. Carregamento cíclico de 400 a 4000 N.....	114
Figura 63 – Variação da perda de massa em função da frequência sobre as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento. Carregamento cíclico de 400 a 4000 N.....	115
Figura 64 – Efeito da variação da frequência na redução de perda de massa da superfície de contato haste-cimento.....	117
Figura 65 – Variação da corrente e perda de massa em função do carregamento. A linha verde indica carregamento mínimo necessária para início da degradação por <i>fretting-corrosion</i> . Frequência de Carregamento de 5 Hz.	119
Figura 66 – Variação da corrente durante o ensaio prolongado para as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento.	121
Figura 67 – Estabilização da corrente de corrosão da superfície de contato haste-cabeça. A partir da linha verde ocorre a estabilização da corrente (A) e do deslocamento (B)	122
Figura 68 – Estabilização da corrente de corrosão da superfície de contato haste-cimento. A partir da linha verde ocorre a estabilização da corrente (A) e da deformação (B).....	123

Figura 69 – Perda de massa acumulada durante o ensaio prolongado para as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento.	125
Figura 70 – Variação da perda de massa por corrosão da superfície e dissolução de partículas durante o ensaio prolongado para as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento.	128
Figura 71 – Composição química dos implantes e variação da quantidade relativa de íons em função do tempo de ensaio. Os valores de cobalto foram inferiores a 0,4%.	129
Figura 72 – Taxa de liberação de íons de Cr, Ni, Mo e Co para as superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça.....	131
Figura 73 – Imagens macroscópicas das regiões mais degradadas do corpo da haste (grupo I) e do cone da cabeça e da haste (grupo II).....	132
Figura 74 – Área degradada relativa e absoluta do corpo da haste (grupo I) e cone da haste (grupo II).	134
Figura 75 – Relação entre região degradada por <i>fretting-corrosion</i> do cone da cabeça e da haste (A), tensão de contato (B) e microdeslizamento (C).	135
Figura 76 – Relação entre região degradada por <i>fretting-corrosion</i> no corpo da haste (A), microdeslizamento (B), tensão de contato (C) e microseparação (D)...	136
Figura 77 – Imagens macroscópicas do corpo da haste avaliada <i>in vitro</i> (A) e de explantes com nível baixo de degradação por <i>fretting-corrosion</i> (B) e nível elevado de degradação (C).	138
Figura 78 – Imagens microscópicas da região proximal do corpo da haste no lado posterior (A), anterior (B), medial (C) e lateral (D). As setas indicam o sentido das marcas de desgaste e os círculos indicam as regiões com pites.	139
Figura 79 – Imagens microscópicas da região proximal-posterior do corpo da haste avaliada <i>in vitro</i> (A-B) e de explantes (C-D).	140
Figura 80 – Imagens macroscópica da região distal do corpo da haste (A) e microscópicas (B-C) da região distal da haste femoral.	141
Figura 81 – Imagens macroscópica (A) e microscópicas (B-C) da região proximal-lateral do corpo da haste.	142
Figura 82 – Imagem macroscópica (A) da região proximal-posterior e imagens microscópicas e de composição química (B-C) nas regiões com e sem evidência de corrosão.	143

Figura 83 – Camadas de óxidos de cromo-molibdênio (A), cromo-ferromolibdênio (B) e ferro-manganês (C) presentes no cimento ósseo.	145
Figura 84 – Imagens macroscópicas do cone da cabeça e da haste de amostras <i>in vitro</i> (A-B) e de explantes (C-F).	147
Figura 85 – Micrografias do cone da cabeça após ensaio <i>in vitro</i> e de uma cabeça explantada com evidências de <i>imprinting</i> . As setas indicam as regiões com evidências de <i>imprinting</i>	148
Figura 86 – Micrografias da região de contato (A), fora do contato (B) dos cones avaliados <i>in vitro</i> e de explantes (C-D) com pites alongados ou arredondados. Os círculos indicam as regiões com pites.	149
Figura 87 – Micrografias das microrranhuras demonstrando a orientação do desgaste e pites do cone da cabeça (A) e da haste (B) do grupo II e de explantes (C-D). As setas indicam o sentido do desgaste e as linhas o sentido das marcas microrranhuras.	150
Figura 88 – Micrografias dos óxidos gerados no cone da cabeça (A) e da haste (B) do grupo II e de explantes (C-D). Algumas microtrincas foram destacadas com linhas vermelhas.	152
Figura 89 – Mapa de composição química da região degradada pelo mecanismo de <i>fretting-corrosion</i>	153
Figura 90 – Distribuição do tamanho das partículas metálicas das superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça.	155
Figura 91 – Morfologia das partículas e composição química.	157
Figura 92 – Correlação entre partículas esféricas (A1 e B1) e superfície com corrosão alveolar do corpo da haste (A2) e cone da cabeça (B2).	159
Figura 93 – Correlação entre partículas globulares (A1) e partículas globulares compactadas no cimento ósseo (A2).	160
Figura 94 – Correlação entre partículas granulares da superfície de contato haste-cabeça (A1 e B1) e regiões severamente degradadas da superfície de contato haste-cabeça.	161
Figura 95 – Correlação entre partícula granular com corrosão intergranular (A1) e superfície com corrosão intergranular de um explante (A2).	161

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Composição química das principais ligas metálicas utilizadas para hastes e cabeças.	25
Tabela 2 - Critério de Goldberg para classificação da severidade de corrosão e desgaste da superfície de contato haste-cabeça.	63
Tabela 3 - Critério de Bryant para classificação da severidade de <i>fretting-corrosion</i> da superfície de contato haste-cimento.	64
Tabela 4 - Critérios utilizados para caracterizar a severidade de <i>fretting-corrosion</i>	96
Tabela 5 – Propriedades mecânicas utilizadas na análise <i>in silico</i>	101
Tabela 6 - Composição química da haste e cabeça femoral.	104
Tabela 7 – Parâmetros de rugosidade medidos nos cones das hastes e das cabeças.	108
Tabela 8 – Parâmetros de rugosidade medidos na região proximal, medial e distal do corpo da haste.	109
Tabela 9 – Resultado da análise dimensional da haste e cabeça.	110

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT Associação Brasileira de Normas Técnicas

ASTM *American Society for Testing and Materials*

ISO *International Organization for Standardization*

ATQ Artroplastia Total do Quadril

CAD Computer-aided design

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVOS	16
1.1.1	Objetivo Geral	16
1.1.2	Objetivos Específicos	17
1.2	PUBLICAÇÕES.....	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1	ARTROPLASTIA TOTAL DO QUADRIL	18
2.1.1	Estrutura óssea do quadril, intervalo de movimentos e a marcha humana 18	
2.1.2	Procedimento cirúrgico e componentes das próteses de quadril	21
2.1.3	Materiais metálicos empregados para fabricação de hastes e cabeças femorais	24
2.1.4	Efeito dos esforços mecânicos e fluidos corporais sobre as próteses de quadril 26	
2.2	MECANISMO DE <i>FRETTING-CORROSION</i> EM PRÓTESES DE QUADRIL 27	
2.2.1	Mecanismos de desgaste	28
2.2.1.1	Desgaste abrasivo	29
2.2.1.2	Desgaste por adesão.....	29
2.2.1.3	Desgaste por fadiga de superfície	30
2.2.1.4	Desgaste por <i>fretting</i>	31
2.2.2	Mecanismos de corrosão.....	32
2.2.2.1	Corrosão por fresta.....	33
2.2.2.2	Corrosão por pite	34
2.2.2.3	Corrosão galvânica.....	35
2.2.2.4	Corrosão intergranular	35

2.2.3	Mecanismo de <i>fretting-corrosion</i> na superfície de contato haste-cabeça femoral	36
2.2.4	Mecanismo de <i>fretting-corrosion</i> na superfície de contato haste-cimento ósseo	39
2.3	MODOS DE FALHA CLÍNICOS RELACIONADOS A DEGRADAÇÃO DA SUPERFÍCIE DE CONTATO HASTE-CABEÇA E HASTE-CIMENTO	42
2.3.1	Reação adversa local do tecido as partículas e íons metálicos.....	43
2.3.2	Osteólise e soltura asséptica associado a degradação das superfícies metálicas.....	46
2.3.3	Fratura por fadiga da haste acelerada pelo mecanismo de <i>fretting-corrosion</i>	48
2.4	INFLUÊNCIA DO PROJETO, DO MATERIAL E DA MONTAGEM NA SEVERIDADE DE <i>FRETTING-CORROSION</i>	50
2.4.1	Efeito da combinação de materiais do par haste e cabeça femoral.....	50
2.4.2	Efeito do projeto mecânico da haste e cabeça femoral	51
2.4.3	Efeito do acabamento de superfície dos cones da haste e da cabeça ..	54
2.4.4	Efeito do acabamento de superfície do corpo da haste.....	55
2.4.5	Efeito do tipo de cimento ósseo.....	57
2.4.6	Efeito da força de encaixe e limpeza dos componentes	57
2.5	MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DA DEGRADAÇÃO DA PRÓTESE DE QUADRIL PELO MECANISMO DE <i>FRETTING-CORROSION</i>	59
2.5.1	Ensaio de fadiga em meio corrosivo	59
2.5.2	Análise qualitativa da severidade do mecanismo de <i>fretting-corrosion</i>	63
2.5.3	Análise eletroquímica do efeito do mecanismo de <i>fretting-corrosion</i> ...	64
2.5.4	Análise quantitativa de íons	69
2.5.5	Caracterização de partículas metálicas.....	71
2.5.6	Análise de desgaste linear/volumétrico	74
2.5.7	Análise numérica de <i>fretting-corrosion</i>	75
3	METODOLOGIA.....	80

3.1	ESTRATÉGIA METODOLÓGICA	81
3.1.1	ETAPA 1 - Avaliação preliminar das hastes e cabeças femorais	81
3.1.2	ETAPA 2 e 4- Ensaio de <i>fretting-corrosion</i> e análises complementares na superfície de contato haste-cimento (Grupo I) e haste-cabeça (Grupo II)	82
3.1.3	ETAPA 3 e 5- Análise do mecanismo de <i>fretting-corrosion</i> nas superfícies de contato haste-cimento (Grupo I) e haste-cabeça (Grupo II)	84
3.2	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	85
3.2.1	Análise química e de dureza	86
3.2.2	Análise dimensional, de acabamento de superfície e digitalização 3D .	88
3.2.3	Ensaio de <i>fretting-corrosion</i> com monitoramento eletroquímico	89
3.2.3.1	Ensaio de <i>fretting-corrosion</i> com variação da frequência de carregamento .	93
3.2.3.2	Ensaio de <i>fretting-corrosion</i> com variação da força compressiva máxima ...	93
3.2.3.3	Ensaio de <i>fretting-corrosion</i> por tempo prolongado	93
3.2.4	Identificação e quantificação de íons metálicos	94
3.2.5	Caracterização da composição, tamanho e morfologia das partículas metálicas	94
3.2.6	Análise da severidade de <i>fretting-corrosion in vitro</i>	96
3.2.7	Análise dos mecanismos de <i>fretting-corrosion</i>	99
3.2.8	Procedimento das análises <i>in silico</i>	100
3.2.8.1	Análise <i>in silico</i> prévia para estimativa da máxima tensão principal.....	102
3.2.8.2	Análise da micromovimentação e tensão de contato da superfície de contato haste-cimento.....	102
3.2.8.3	Análise da micromovimentação e tensão de contato da superfície de contato haste-cabeça.....	103
3.2.9	Análise estatística	103
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	104
4.1	ANÁLISE QUÍMICA E DE DUREZA DA HASTE E DA CABEÇA FEMORAL	104
4.2	ANÁLISE DE SUPERFÍCIE, DIMENSIONAL E DIGITALIZAÇÃO	107

4.3	ANÁLISE <i>IN SILICO</i> DA TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL, MICROMOVIMENTAÇÃO E TENSÃO DE CONTATO.....	111
4.4	ENSAIO DE <i>FRETTING-CORROSION</i> COM MONITORAMENTO ELETROQUÍMICO.....	113
4.4.1	Análise do efeito da frequência de carregamento.....	113
4.4.2	Análise do efeito da magnitude de carregamento.....	118
4.4.3	Análise do efeito do mecanismo de <i>fretting-corrosion</i> por tempo prolongado.....	120
4.5	IDENTIFICAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DOS ÍONS METÁLICOS.....	127
4.6	ANÁLISE DA SEVERIDADE DE <i>FRETTING-CORROSION</i> E CORRELAÇÃO COM ANÁLISE <i>IN SILICO</i>	131
4.7	ANÁLISE DOS MECANISMOS DE <i>FRETTING-CORROSION</i> E CORRELAÇÃO COM ANÁLISE DE EXPLANTES.....	137
4.7.1	Análise da superfície de contato haste-cimento (grupo I).....	138
4.7.2	Análise da superfície de contato haste-cabeça (grupo II).....	146
4.8	CARACTERIZAÇÃO DO TAMANHO, MORFOLOGIA E COMPOSIÇÃO QUÍMICA DAS PARTÍCULAS METÁLICAS.....	154
4.8.1	Análise do tamanho das partículas metálicas.....	154
4.8.2	Análise da morfologia e composição química das partículas metálicas	156
4.8.3	Correlação entre as partículas e o mecanismo de <i>fretting-corrosion</i> .	159
5	CONCLUSÃO.....	163
5.1	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	164
	REFERÊNCIAS.....	166

1 INTRODUÇÃO

O Sistema Único de Saúde (SUS) do Brasil realiza mais de 2 mil cirurgias de revisão da artroplastia total do quadril por ano, gerando uma despesa anual superior a 10 milhões de reais apenas com esta cirurgia (DATASUS, 2019). A taxa de mortalidade da cirurgia de artroplastia total de quadril primária é de 1,72%, aumentando para 2,23% para as cirurgias de revisão (DATASUS, 2019). As cirurgias de revisão são realizadas devido, a reações teciduais adversas, soltura dos componentes e fratura dos implantes (AOANJRR, 2019; NJR, 2019).

A degradação das próteses de quadril dentro do corpo humano promove a liberação de partículas e íons metálicos, sendo um dos principais motivos para o desencadeamento de uma série de reações teciduais adversas, tais como: osteólise, formação de metalose e pseudotumores; inflamação localizada ou sistêmica; ou até soltura asséptica do implante devido à osteólise dos tecidos ósseos adjacentes (DYRKACZ, 2013; ELLMAN; LEVINE, 2013a; URBAN; GILBERT; JACOBS, 2005).

As principais fontes das partículas e íons metálicos são as superfícies de contato haste-cabeça e a superfície de contato haste-cimento. A degradação dessas superfícies de contato ocorre principalmente pelo mecanismo de *fretting-corrosion* que consiste em uma combinação sinérgica positiva do desgaste gerado pelas micromovimentações entre as superfícies de contato (*fretting*) com a corrosão galvânica ou por fresta (BRYANT *et al.*, 2014; PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011)

Vários pesquisadores consideram o processo de degradação da superfície de contato haste-cabeça como uma das principais fontes de íons e partículas metálicas, de forma que as reações adversas são denominadas de “*trunnionosis*”¹ (GOLDBERG *et al.*, 2002; SHULMAN *et al.*, 2015). Entretanto, ainda não está claro na literatura a degradação de qual superfície de contato, haste-cabeça ou haste-cimento, de fato gera mais partículas metálicas e íons.

Uma das formas de reduzir o efeito do *fretting-corrosion* é a utilização de materiais de elevada resistência à corrosão e ao desgaste, como as ligas titânio 6-alumínio 4-vanádio (Ti6Al4V) ou as ligas de cobalto-cromo. Contudo, os implantes

¹ *Trunnionosis* é a reação adversa provocada pela degradação do trunnion, nome em inglês do cone da haste.

ortopédicos fabricados com ligas de cobalto-cromo e as ligas de titânio possuem custos mais elevados do que aqueles fabricados com aços inoxidáveis (SILVA; OLIVEIRA, 2011). Próteses de quadril de aço inoxidável ainda são utilizadas no Brasil (CUBILLOS *et al.*, 2019), França (BOULAT *et al.*, 2019), Polônia (OKSIUTA *et al.*, 2017) e Reino Unido (WOODBRIDGE *et al.*, 2019).

A maioria das pesquisas na área está concentrada na análise dos mecanismos de *fretting-corrosion* em próteses de quadril com ligas de titânio e cobalto-cromo, existindo assim uma lacuna de conhecimento sobre os mecanismos associados aos aços inoxidáveis e os efeitos adversos das partículas e íons metálicos.

A fim de garantir a segurança e eficácia dos dispositivos médicos, existem ensaios normatizados para avaliação do material, da resistência mecânica do projeto da prótese, da resistência à corrosão, e para a caracterização e quantificação das partículas e íons metálicos (ABNT NBR ISO 7206-4, ABNT NBR ISO 7206-6, ASTM F1875, ASTM F1877, entre outras).

Com base no exposto, o presente trabalho visa aprofundar o entendimento e o desenvolvimento de métodos para avaliação experimental (*in vitro*) e numérica (*in silico*) dos mecanismos de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento em próteses de quadril fabricadas em aço inoxidável. Adicionalmente, será abordada a quantificação e caracterização das partículas e dos íons metálicos gerados pela degradação de cada superfície de contato, buscando relacionar as informações com potenciais efeitos nocivos ao corpo humano.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo da presente pesquisa é investigar o mecanismo de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento de próteses de quadril por meio de análises *in vitro* e *in silico*.

1.1.2 Objetivos Específicos

São propostos os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver o ensaio *in vitro* de *fretting-corrosion* com monitoramento eletroquímico para avaliação individualizada da degradação da superfície de contato haste-cabeça e da superfície de contato haste-cimento;
- Avaliar qual das superfícies de contato é a mais degradada pelo mecanismo de *fretting-corrosion*;
- Avaliar qual das superfícies de contato submetidas à degradação é a potencialmente mais nociva ao corpo humano, a partir da correlação com análise de explantes e de análises de citotoxicidade da literatura;
- Avaliar as razões para as diferenças da severidade de degradação das superfícies de contato por meio de análises *in vitro* e *in silico*;
- Avaliar os mecanismos de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento e correlacionar com mecanismos identificados em análise de explantes da literatura.

1.2 PUBLICAÇÕES

Os seguintes artigos científicos foram publicados durante a realização da presente pesquisa de mestrado:

- dos Santos, V.O., Ortega, P.C., dos Santos, C.T., Roesler, C.R.M., Fancello, E.A. (2019). *In silico* Analysis as a Tool to Predict the Effect of Micromotion on the *Fretting-corrosion* Damage on the Stem-Cement *Interface* of THA Implant. Publicado em: 32^a Annual Congress of the International Society for Technology in Arthroplasty.
- dos Santos, V.O., Ortega, P.C., dos Santos, C.T., Fernandes, W.G., Caminha, I.M.V., Monteiro, M.J., Roesler, C.R.M. (2019). Análise *In vitro* e *In silico* de *Fretting-corrosion* na Interface Haste-Cabeça e Haste-Cimento de Próteses de Quadril. Publicação: ABM Week 2019. DOI: 10.5151/2594-5327-33684.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

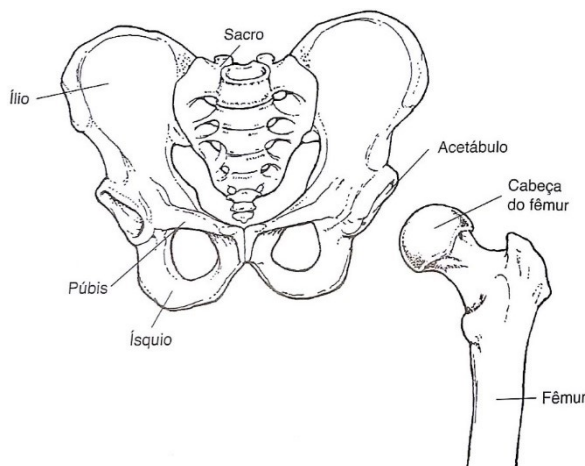
2.1 ARTROPLASTIA TOTAL DO QUADRIL

Nos itens a seguir são apresentados conceitos básicos da biomecânica do quadril, do procedimento de artroplastia total do quadril, dos materiais das próteses e dos efeitos associados ao carregamento biomecânico e aos fluidos corporais.

2.1.1 Estrutura óssea do quadril, intervalo de movimentos e a marcha humana

A articulação do quadril é uma das maiores e mais estáveis juntas do corpo humano, possibilitando uma grande mobilidade e sustentação de forças intensas (FRANKEL; NORDIN, 2003). O quadril é uma articulação do tipo esfera-soquete, sendo a cabeça do fêmur correspondente a dois terços de uma esfera e o acetábulo côncavo referente ao soquete, como ilustrado na Figura 1.

Figura 1 - Estrutura óssea do quadril.



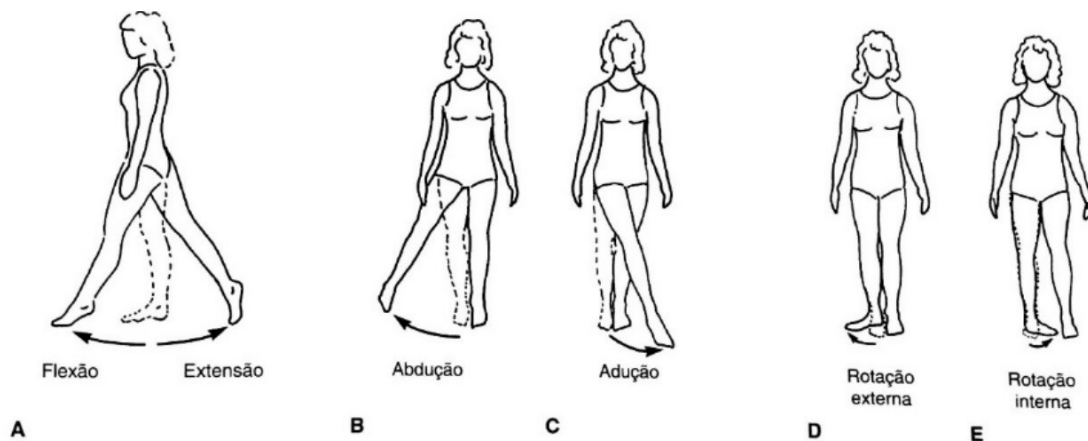
Fonte: Adaptado de Hall (2005).

A cartilagem articular recobre tanto a cabeça femoral quanto o acetábulo, sendo mais espessa na borda onde a mesma se funde com um anel de fibrocartilagem, aumentando a estabilidade da articulação. Devido a maior pressão hidrostática dentro do anel de fibrocartilagem, ocorre uma melhora da lubrificação da articulação do quadril (HALL, 2005). O organismo produz naturalmente o líquido

sinovial, atuando como meio lubrificante e reduzindo assim o atrito entre estas articulações (DE LA HERRÁN; USABIAGA, 2004).

A articulação do quadril permite a execução do movimento em todos os três planos: sagital (flexão-extensão), frontal (abdução-adução) e transversal (rotação interna-externa) (FRANKEL; NORDIN, 2003). A amplitude de movimento é diferente para cada um dos planos e também pelo tipo de movimento executado. O maior movimento permitido pela articulação do quadril é no plano sagital com uma flexão máxima de 140° e extensão máxima de 15° . No plano frontal, a abdução máxima é de 30° e adução de no máximo 25° . No plano transversal é possível realizar uma rotação externa de 90° e rotação interna de 70° (FRANKEL; NORDIN, 2003). A execução de todos os movimentos pode ser vista na Figura 2.

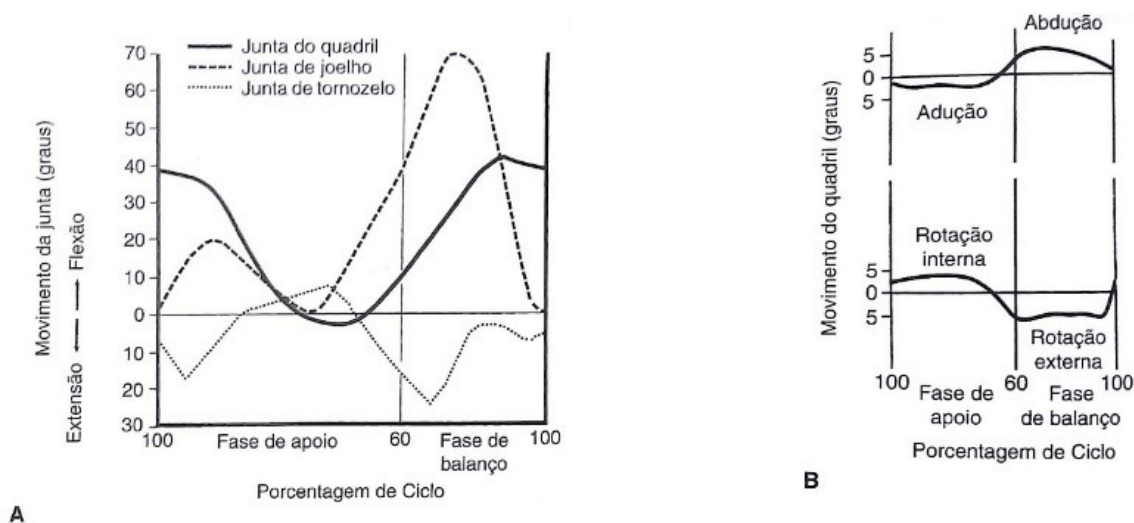
Figura 2 - Movimentos da Articulação do quadril. A, Flexão-Extensão. B, Abdução. C, Adução. D, Rotação externa. E, Rotação interna.



Fonte: Adaptado de Frankel e Nordin (2003).

Na caminhada ocorre um movimento relativo entre a cabeça femoral e o acetábulo, porém com uma amplitude bem inferior ao possível de ser executado. Um estudo realizado com 30 homens, demonstrou que durante a caminhada há uma flexão máxima de 35° e extensão máxima de 4° (FRANKEL; NORDIN, 2003). Enquanto que a rotação interna e externa, bem como a adução e abdução apresentaram uma amplitude máxima de movimento de 5° . Na Figura 3 pode ser visto um gráfico do movimento médio da articulação de quadril durante a marcha humana de homens.

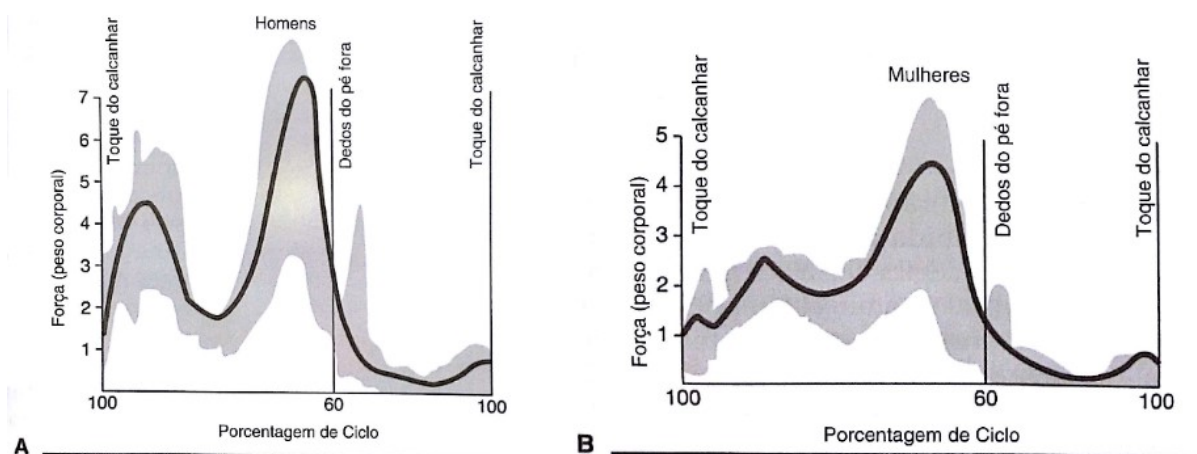
Figura 3 - A, movimento executado pela articulação do quadril no plano sagital. B, movimento executado no plano transversal e frontal pela articulação do quadril.



Fonte: Adaptado de Frankel e Nordin (2003).

A articulação do quadril está sujeita a forças intensas, mesmo para execução de atividades simples, como uma caminhada (FRANKEL; NORDIN, 2003). O pico de força suportada durante a caminhada varia de 4 a 7 vezes o peso corporal para os homens, e de 2,5 a 4 vezes o peso corporal no caso das mulheres (Figura 4). No caso dos homens, o primeiro pico de força ocorre logo após o toque do calcanhar no solo, e o segundo pico ocorre antes da retirada dos dedos do solo. Apesar da diferença de magnitudes de forças alcançadas, os padrões de força durante a caminhada para homens e mulheres foram considerados semelhantes (FRANKEL; NORDIN, 2003).

Figura 4 - Padrão de força durante a marcha humana.



Fonte: Adaptado de Frankel e Nordin (2003).

Apesar da articulação do quadril possuir uma elevada estabilidade e capacidade de suportar cargas elevadas, doenças articulares degenerativas podem, por sua vez, comprometer significativamente a função desta articulação (PEREIRA *et al.*, 2010). A osteoartrose é a principal doença degenerativa, tendo uma progressão geralmente lenta, sem causa conhecida e que afeta principalmente os mais idosos (MATOS, 2006).

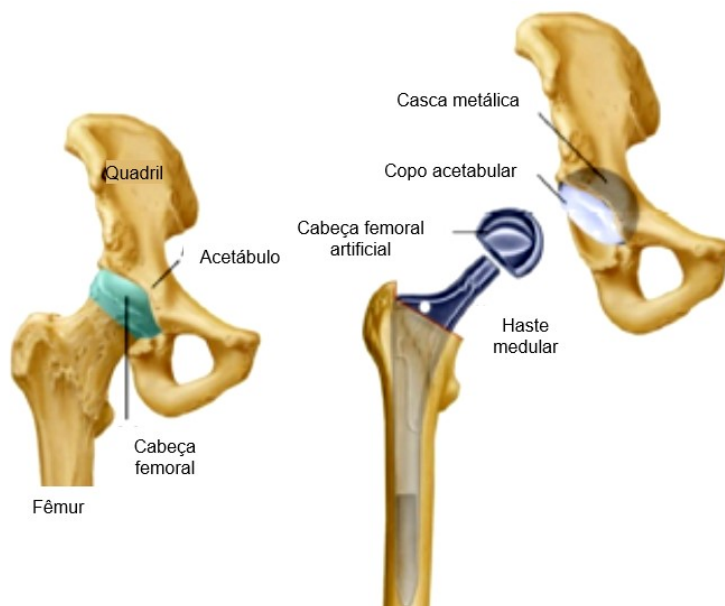
A quantidade de pacientes com diagnóstico de degeneração das articulações tem crescido constantemente, devido ao aumento da vida média da população. Portanto, neste contexto, a técnica de artroplastia total do quadril tem sido adotada e explorada cada vez mais (DUARTE; ALBERTI, 2013).

2.1.2 Procedimento cirúrgico e componentes das próteses de quadril

A artroplastia total do quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico amplamente empregado nas últimas décadas e um dos mais efetivos tratamentos para pacientes com doença degenerativa de articulação coxofemoral, sendo usado para o alívio da dor e melhora funcional dos pacientes (BOZIC *et al.*, 2009; LOURES; LEITE, 2012; RABELLO *et al.*, 2008; RIMNAC; KURTZ, 2005). O procedimento envolve a remoção da cabeça e pescoço do fêmur, bem como a remoção da cartilagem acetabular e criação de um canal artificial na região medular do fêmur, na qual a prótese é fixada (BREUSCH; MALCHAU, 2005).

As próteses de quadril são compostas pelo componente acetabular e o componente femoral, este último pode ser composto por um único componente ou dividido em cabeça femoral e haste femoral (DALLACOSTA, 2011). Inicialmente o componente femoral era fabricado somente como único componente, porém, posteriormente, os componentes femorais passaram a ser fabricados com maior frequência em duas partes: cabeça femoral e haste. A modularidade criada gerou uma série de vantagens para o médico cirurgião, como: a possibilidade e o controle da posição da cabeça femoral em relação à haste, a utilização de cabeças femorais com diferentes diâmetros para a mesma haste, além da possibilidade de empregar materiais diferentes para haste e cabeça femoral (TAN *et al.*, 2015). Os componentes e a posição dos implantes utilizados na ATQ podem ser visualizados na Figura 5.

Figura 5 - Componentes utilizados na artroplastia total de quadril.



Fonte: Adaptado de Dallacosta (2011).

Existem quatro tipos de hastes referente a modularidade: monobloco, sem separação entre a haste e cabeça; uni-modular, com separação entre a haste e a cabeça femoral; bi-modular, separação da haste em cabeça, pescoço e corpo; tri-modular, separada em cabeça, colo, haste proximal e haste distal (OLADOKUN, 2017). A ilustração desses quatro tipos de haste pode ser vista na Figura 6.

Figura 6 – Tipos de hastes referente a modularidade.



Fonte: Adaptado de Oladokun (2017).

Os implantes também são diferenciados pelos métodos de fixação no osso, podendo ser classificados basicamente como implantes cimentados ou não cimentados. A escolha do método de fixação é determinada por características biomecânicas associada à qualidade óssea dos pacientes, além do custo dos implantes.

As hastes não cimentadas visam a fixação biológica do osso ao implante. Para tanto, a presença de poros na superfície da haste é indispensável para possibilitar a osseointegração (GALIA *et al.*, 2017). Os diâmetros dos poros devem ser entre 100 a 400 μm para possibilitar predominantemente o crescimento do tecido ósseo, pois fora dessa faixa a tendência é que ocorra um crescimento maior do tecido fibroso (GALIA *et al.*, 2017). Além disso, a haste é implantada em uma cavidade subdimensionada para garantir uma estabilidade primária imediata e possibilitar o crescimento do tecido ósseo, ao invés do tecido fibroso (GALIA *et al.*, 2017). Os implantes não cimentados são recomendados para pacientes sem osteoporose, visto que é a osseointegração que possibilita a fixação e sucesso da técnica.

A técnica de fixação por cimentação utiliza o polimetilmetacrilato (PMMA), conhecido como cimento ósseo, que possibilita a fixação da haste ao canal intramedular e do componente acetabular na cavidade acetabular (BREUSCH; MALCHAU, 2005). O cimento ósseo atua como um “amortecedor” entre o implante e o tecido ósseo, nivelando a tensão durante a marcha humana (GERINGER; ATMANI; FOREST, 2009). As hastes cimentadas podem possuir um acabamento de superfície polido com Ra menor que 0,5 μm , jateado ou acetinado com Ra entre 0,5 e 1,26 μm ,

ou fosco com Ra maior do que 1,26 μm (HAMADOUCHE *et al.*, 2008). No entanto, as hastes rugosas não são amplamente aceitas por aumentarem a probabilidade de osteólise e soltura asséptica (DELLA VALLE *et al.*, 2005; HAMADOUCHE *et al.*, 2008; VAUGHN *et al.*, 2003). A técnica de fixação por cimentação também pode ser empregada para pacientes sem osteoporose, abrangendo assim todos os pacientes que necessitam de artroplastia total do quadril.

Os componentes das próteses de quadril podem ser fabricados com diferentes materiais, como descrito na norma ISO 21534 (*Non-active surgical implants — Joint replacement implants — Particular requirements*). As hastes femorais são fabricadas com materiais metálicos, como aço inoxidável, ligas de titânio e ligas de cobalto-cromo. As cabeças femorais podem ser tanto metálicas (aço inoxidável e ligas de cobalto-cromo) quanto cerâmicas (alumina e zircônia). Os componentes acetabulares podem ser poliméricos (UHMWPE), metálicos (aço inoxidável e ligas de cobalto-cromo) e cerâmico (alumina e zircônia). Entretanto, existe uma limitação de combinações de materiais, sendo permitidos os pares de cabeça-acetábulo fabricado com: metal-metal, metal-polímero, cerâmica-polímero e cerâmica-cerâmica.

2.1.3 Materiais metálicos empregados para fabricação de hastes e cabeças femorais

Os principais materiais empregados nos componentes metálicos das próteses de quadril são ligas de titânio, ligas de cobalto-cromo e aços inoxidáveis austeníticos (BEZERRA *et al.*, 2017). As composições químicas dos principais materiais estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 – Composição química das principais ligas metálicas utilizadas para hastes e cabeças.

Aço inoxidável				Liga de Cobalto-Cromo-Molibdênio				Liga de titânio	
ISO 5832-1		ISO 5832-9		ISO 5832-4		ISO 5832-12		ISO 5832-3	
C	0,030 máx	C	0,08 máx	Cr	26,5-30,0	C	0,14 máx	Al	5,5-6,75
Si	1,0 máx	Si	0,75 máx	Mo	4,5-7,0		0,15- 0,35	V	3,5-4,5
Mn	2,0 máx	Mn	2-4,25	Ni	1,0 máx	Cr	26,0-30,0	Fe	0,3 máx
P	0,025 máx	Ni	9-11	Fe	1,0 máx	Mo	5,0-7,0	O	0,2 máx
S	0,010 máx	Cr	19,5-22	Cr	0,35 máx	Fe	0,75 máx	C	0,08 máx
N	0,10 máx	Mo	2,0-3,0	Mn	1,0 máx	Mn	1,0 máx	N	0,05 máx
Cr	17,0-19,0	Nb	0,25-0,8	Si	1,0 máx	Si	1,0 máx	H	0,015 máx
Mo	2,25-3,0	S	0,01 máx	Co	Balanço	Ni	1,0 máx	Ti	Balanço
Ni	13,0-15,0	P	0,025 máx	-	-	N	0,25 máx	-	-
Cu	0,50 máx	Cu	0,25 máx	-	-	Co	Balanço	-	-
Fe	Balanço	N	0,25-0,5	-	-	-	-	-	-
-	-	Fe	Balanço	-	-	-	-	-	-

Fonte: Adaptado das normas técnicas ISO 5832-1, 5832-3, 5832-4, 5832-9 e 5832-12.

As ligas de titânio 6-alumínio 4-vanádio (Ti6Al4V) são uma das mais empregadas para aplicações biomédicas, devido à elevada biocompatibilidade, superiores propriedades mecânicas e por não induzirem reações teciduais adversas com considerável volume de partículas de desgaste (BRYANT, 2013; OLADOKUN, 2017). Comparado com as ligas de cobalto-cromo e aços inoxidáveis, as ligas de titânio possuem um baixo módulo de elasticidade, reduzindo a probabilidade de *stress shielding*, compartilhamento de tensões devido à diferença de rigidez entre os materiais da prótese e o osso hospedeiro, fenômeno que induz a reabsorção óssea² ao redor do implante (BRYANT, 2013).

As ligas de cobalto-cromo (CoCr ou CoCrMo) são mais empregadas como material de fabricação das cabeças femorais por possuírem uma maior resistência ao

² Reabsorção óssea é o processo de dissolução e digestão da estrutura óssea por ácidos e enzimas.

desgaste e maior resistência à corrosão em relação aos mesmos componentes fabricados com aços inoxidáveis austeníticos (FLORES, 2015). A combinação da maior resistência mecânica com excelente resistência à corrosão por pites e por fresta permite uma maior resistência à fadiga das ligas de cobalto cromo, tendendo a aumentar a durabilidade das hastes quando implantadas (CHEN; THOUAS, 2015). O módulo elástico da liga de cobalto-cromo é o maior dentre as ligas utilizadas para hastes femorais. Isto tende a ser um fator limitador, visto que o maior módulo elástico aumenta a probabilidade de *stress shielding*.

Apesar das vantagens das ligas de titânio e cobalto-cromo, os implantes ortopédicos fabricados com essas ligas possuem custos mais elevados do que os dos aços inoxidáveis (SILVA; OLIVEIRA, 2011). Devido a isso, as próteses de quadril de aço inoxidável ainda são utilizadas no Brasil (CUBILLOS *et al.*, 2019), França (BOULAT *et al.*, 2019), Polônia (OKSIUTA *et al.*, 2017) e Reino Unido (WOODBRIDGE *et al.*, 2019). Essas ligas são escolhidas, em geral, pela sua resistência mecânica, por possuírem resistência à corrosão e pelo seu baixo custo (CAETANO; JR; PINEDO, 1998; OLIVEIRA, 2013; SILVA; OLIVEIRA, 2011).

2.1.4 Efeito dos esforços mecânicos e fluidos corporais sobre as próteses de quadril

No intervalo de 10 anos após a cirurgia de artroplastia totais do quadril, cerca de 3,8% a 6,4% das mesmas necessitam de revisão (AOANJRR, 2019; NJR, 2019). Existem diversas causas que induzem a cirurgia de revisão, que incluem fatores mecânicos, tribológicos, cirúrgicos, entre outros (MANIVASAGAM; DHINASEKARAN; RAJAMANICKAM, 2010). A frequência de uso ou nível de atividade física dos pacientes pode acelerar o desgaste dos componentes das próteses (SCHMALZRIED *et al.*, 2000).

O nível de atividade física é comumente mensurado por número de passos que o paciente executa por dia. Entretanto, não há um consenso na literatura de qual a quantidade de passos em média por dia ou ano realizado por um paciente de ATQ. Estima-se que, em média, uma pessoa executa de 1,0 a 1,5 milhões de passos por

ano (BENNETT *et al.*, 2008; J GOLDSMITH *et al.*, 2001; SCHMALZRIED *et al.*, 2000; SILVA *et al.*, 2002, 2005).

Na realização de atividades físicas normais, as próteses de quadril estarão sujeitas a uma combinação de esforços mecânicos, que podem atingir de 2,4 a 4,4 vezes o peso corporal do paciente durante a caminhada (ALJENAEI, 2015; BERGMANN *et al.*, 2010, 2016; BRAND *et al.*, 1994; SCHWACHMEYER *et al.*, 2013).

Além dos esforços mecânicos, os componentes das próteses de quadril estarão envoltos pelos fluidos corporais, que durante o longo período implantado degradam a maioria dos materiais com elevada inércia química (GIORDANI; FERREIRA; BALANCIN, 2007). Os fluidos corporais são soluções salinas oxigenadas com aproximadamente 0,9% de sais, principalmente o cloreto de sódio (NaCl), possuem uma temperatura média de 37 °C e apresentam um pH entre 7,2 e 7,4 (MANIVASAGAM; DHINASEKARAN; RAJAMANICKAM, 2010; NIELSEN, 1987). Entretanto, o pH tende a ser menor dentro das frestas que se formam na interface haste-cimento e na interface haste-cabeça. Análises de explantes³ encontraram valores de pH em torno de 1,5 nos fluidos existentes no cone da haste após ser removida do paciente (NAMBU *et al.*, 2015).

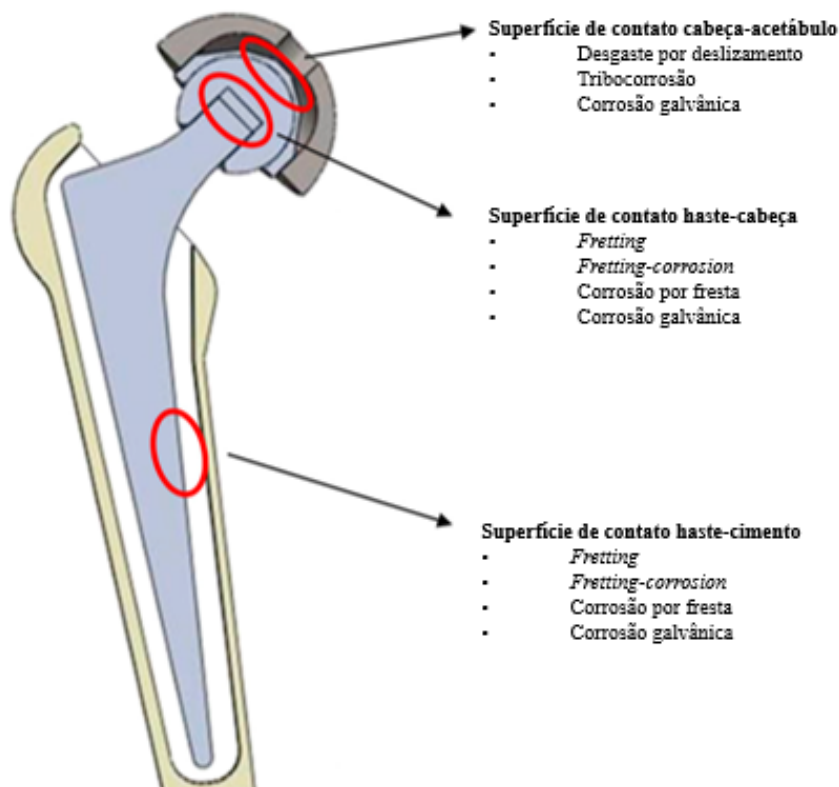
A combinação dos esforços mecânicos cíclicos com o ambiente corrosivo gerado pelos fluidos corporais promove a degradação das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento, gerando íons e partículas metálicas que comprometem a permanência do implante no corpo humano.

2.2 MECANISMO DE *FRETTING-CORROSION* EM PRÓTESES DE QUADRIL

A degradação das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento está relacionada à corrosão, desgaste e, principalmente, ao mecanismo de *fretting-corrosion* (Figura 7), promovendo a liberação de íons e partículas, além de reduzir a integridade estrutural da haste femoral (BRYANT *et al.*, 2014; OLADOKUN, 2017).

³ Explantes são implantes retirados de pacientes.

Figura 7 – Ilustração das regiões de origem das partículas e íons metálicos.



Fonte: Adaptado de Bryant *et al.* (2014).

Apesar do mecanismo ser o mesmo para as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento, as razões para ocorrência do processo de *fretting-corrosion* são diferentes. A seguir serão apresentados os mecanismos de corrosão, desgaste e *fretting-corrosion* associados à degradação das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento.

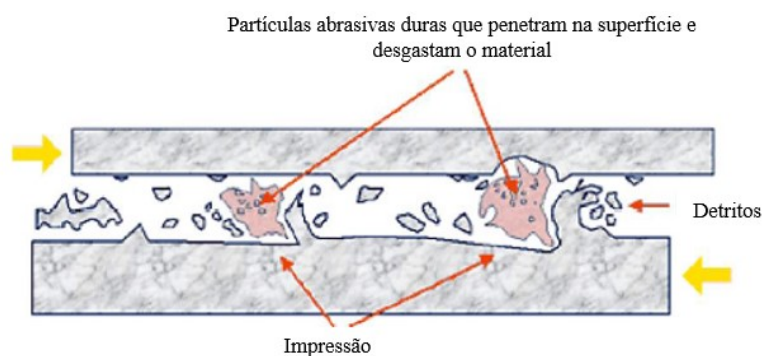
2.2.1 Mecanismos de desgaste

O desgaste ocorre devido ao movimento relativo sob ação mecânica entre dois ou mais corpos em contato. O processo de desgaste comumente é dividido em dois estágios: estágio de acomodação (*running-in*) e estágio estacionário de taxa de desgaste (OLADOKUN, 2017). Existem diversos mecanismos de desgaste, dentre os quais serão abordados os principais mecanismos que ocorrem nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento de próteses de quadril.

2.2.1.1 Desgaste abrasivo

A remoção de material pelo mecanismo de abrasão é causada pela presença de microasperezas na superfície do componente metálico, pela presença de inclusões como carbeto ou partículas duras durante o movimento relativo entre dois corpos (MCKELLOP, 2007; OLADOKUN, 2017). Esse mecanismo é classificado como desgaste por deslizamento, sendo assim é inevitável enquanto existir movimento relativo entre duas superfícies em contato sob forças compressivas (LANCASTER, 1969). Como consequência do próprio desgaste abrasivo ou de outros mecanismos de desgaste, pode ocorrer a formação de partículas de terceiro corpo que possuem maior dureza em relação ao corpo de origem, podendo intensificar o desgaste abrasivo, inclusive para ambos os corpos (DYRKACZ, 2013; OLADOKUN, 2017). Na Figura 8 está ilustrado o mecanismo de desgaste abrasivo.

Figura 8 – Ilustração do desgaste abrasivo.



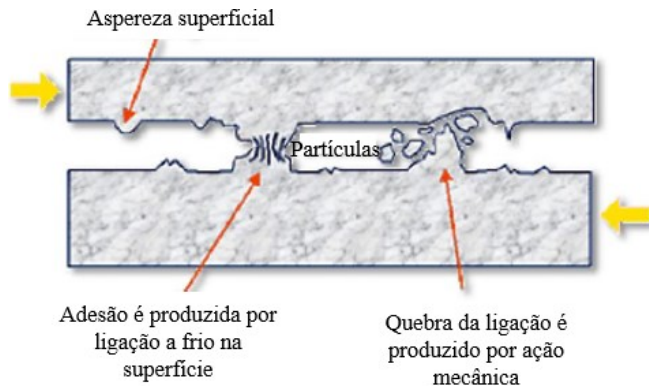
Fonte: Adaptado de Oladokun (2017).

2.2.1.2 Desgaste por adesão

O desgaste por adesão ocorre pela ligação química entre partes em contato dos corpos sob alta tensão de contato, promovendo posteriormente a fratura do material quimicamente ligado por efeito do movimento relativo entre esses corpos (OLADOKUN, 2017; TEIXEIRA, 2012). As microasperidades são deformadas plasticamente e durante a forte adesão entre as superfícies metálicas, elétrons podem ser transferidos entre os corpos em contato (OLADOKUN, 2017). Como resultado do mecanismo de adesão, podem ser formados pites, riscos ou até novas partículas

abrasivas de terceiro corpo (DYRKACZ, 2013). Na Figura 9 pode ser visto uma ilustração do mecanismo de desgaste adesivo.

Figura 9 – Ilustração do desgaste adesivo.

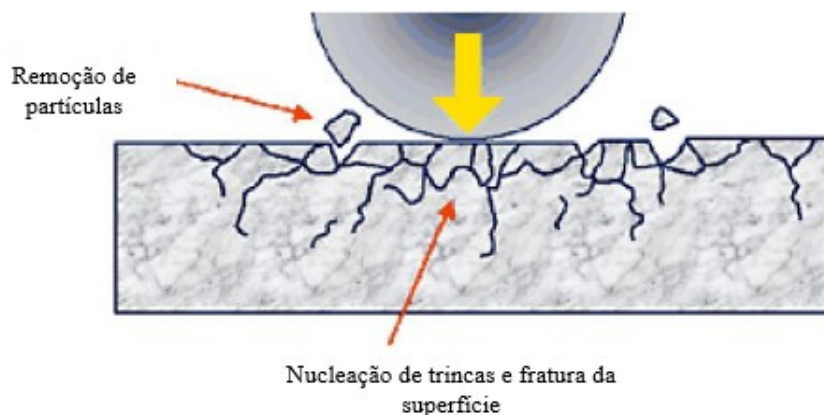


Fonte: Adaptado de Oladokun (2017).

2.2.1.3 Desgaste por fadiga de superfície

O desgaste por fadiga de superfície ocorre devido à aplicação de um carregamento mecânico cíclico entre dois ou mais corpos em contato, nucleando trincas na superfície ou subsuperfície que culminam na formação de crateras de superfície (BHUSHAN; GUPTA, 1991; DYRKACZ, 2013). Para ocorrer a fadiga de superfície, é necessário a combinação de elevadas forças normais e elevada conformidade de superfície de um ou ambos os corpos em contato. Este tipo de mecanismo gera um baixo desgaste comparado aos outros mecanismos de desgaste, proporcionando dano em escala microscópica com formação de pites (DYRKACZ, 2013; OLADOKUN, 2017). Na Figura 10 está ilustrado o mecanismo de desgaste por fadiga de superfície.

Figura 10 – Ilustração do desgaste por fadiga de superfície.



Fonte: Adaptado de Oladokun (2017).

2.2.1.4 Desgaste por *fretting*

O desgaste por *fretting* é gerado pelo micromovimento relativo entre duas superfícies em contato. O *fretting* ocorre por efeito da vibração, oscilação de força ou tensão de qualquer natureza gerando pequenos movimentos ou micromovimentos entre as superfícies em contato durante um período de tempo (ASHKANFAR, 2015). O *fretting* ocorre geralmente com um movimento relativo entre 10 e 50 μm , podendo alcançar uma amplitude máxima de 300 μm para ainda ser considerado como *fretting*, pois acima desse valor é considerado deslizamento recíproco (DYRKACZ, 2013; OLADOKUN, 2017).

Este tipo de desgaste ocorre devido à combinação dos demais mecanismos de desgaste, como abrasão e adesão, porém limitado a microdeslocamentos. Estima-se que ocorra uma adesão entre as microasperezas das superfícies com posterior desgaste causado pelo micromovimento. As partículas geradas podem permanecer na superfície de contato entre os corpos, causando um desgaste na superfície de um ou ambos os corpos (ASHKANFAR, 2015). Outra possibilidade, é a migração das partículas para fora das frestas e interação com os tecidos e células humanas.

O desgaste por *fretting* pode induzir também os mecanismos de fadiga por *fretting* e corrosão por *fretting*. Fadiga por *fretting* é uma combinação de carregamento mecânico cíclico e desgaste por *fretting*. Como consequência, o processo de *fretting* pode induzir à nucleação de trincas na superfície e até acelerar a propagação das trincas existentes pelo processo de fadiga. Este efeito reduz a vida sob fadiga dos

componentes, levando à fratura por fadiga (DYRKACZ, 2013). Em relação a corrosão por *fretting*, o desgaste gerado pelo *fretting* causa uma sucessiva remoção da camada passiva, possibilitando a corrosão da região e posterior desgaste, mecanismo conhecido como *fretting-corrosion* (ASHKANFAR, 2015).

2.2.2 Mecanismos de corrosão

Corrosão é definida como a deterioração gradual de algum material devido a reações químicas ou eletroquímicas com o ambiente com ou sem solicitação mecânica (GENTIL, 1987). No corpo humano os implantes estarão em contato com os fluidos corporais que são soluções oxigenadas constituídos por cátions como Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} , além de cloretos, fosfatos, bicarbonatos, substâncias orgânicas, entre outros, que contribuem para corrosão dos biomateriais metálicos *in vivo* (MANIVASAGAM; DHINASEKARAN; RAJAMANICKAM, 2010).

As moléculas biológicas alteram o estado de equilíbrio das reações de corrosão nos implantes, devido ao fato de que acabam consumindo os produtos de corrosão. As proteínas podem se ligar aos íons metálicos e transportá-los para fora da superfície do implante, perturbando assim o equilíbrio eletroquímico. Por outro lado, as proteínas que são absorvidas nas superfícies dos implantes reduzem a difusão de oxigênio na área ao redor, tornando-as regiões preferenciais para corrosão (MANIVASAGAM; DHINASEKARAN; RAJAMANICKAM, 2010).

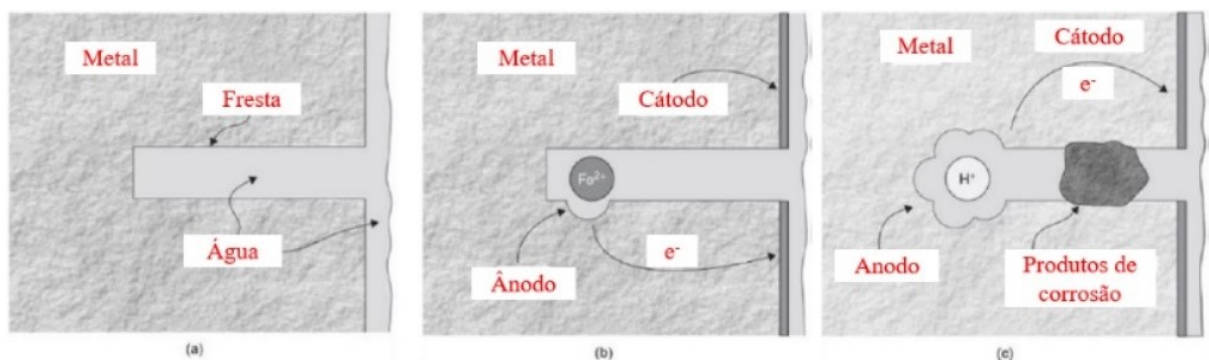
A corrosão em metais ocorre quando reações eletroquímicas acontecem na superfície metálica em ambientes aquosos com eletrólitos, devido à reações de oxirredução: a reação anódica (oxidação), perda dos elétrons dos átomos metálicos, e a reação catódica (redução), ganho dos elétrons por uma espécie química (GENTIL, 1987). Os tipos mais comuns de corrosão reportados em próteses de quadril são: corrosão intergranular, corrosão por pite, corrosão por fresta e corrosão galvânica (DYRKACZ, 2013).

2.2.2.1 Corrosão por fresta

A corrosão por fresta é uma forma de corrosão relacionada a detalhes estruturais ou geométricos, que no caso das próteses de quadril estão presentes nas frestas das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento. Esta forma de corrosão é influenciada pela geometria da fresta, composição da liga, características do filme passivo, composição do meio e temperatura (OLADOKUN, 2017).

São necessárias no mínimo três condições para ocorrer a corrosão por fresta: primeiro, deve existir uma conexão elétrica entre a fresta e a superfície externa; segundo, o fluido deve estar estagnado dentro da fresta de forma que o oxigênio dissolvido na solução seja utilizado na reação com a superfície metálica para formação de óxidos⁴; terceiro, o material na região externa a fresta deve manter-se passivo (OLADOKUN, 2017). A satisfação dessas três condições promove uma aeração diferencial entre a região externa e a região dentro da fresta. A redução do teor de oxigênio associada com a migração do cloreto para dentro da fresta, inibe a repassivação natural da superfície metálica, podendo gerar uma remoção permanente da camada passiva (OLADOKUN, 2017). Na Figura 11 está ilustrado um esquema dos três estágios da corrosão por fresta.

Figura 11 – Ilustração dos três estágios da corrosão por fresta: a) Condução do eletrólito em contato com a fresta, b) Formação de regiões catódicas e anódicas, c) Formação de produtos de corrosão.



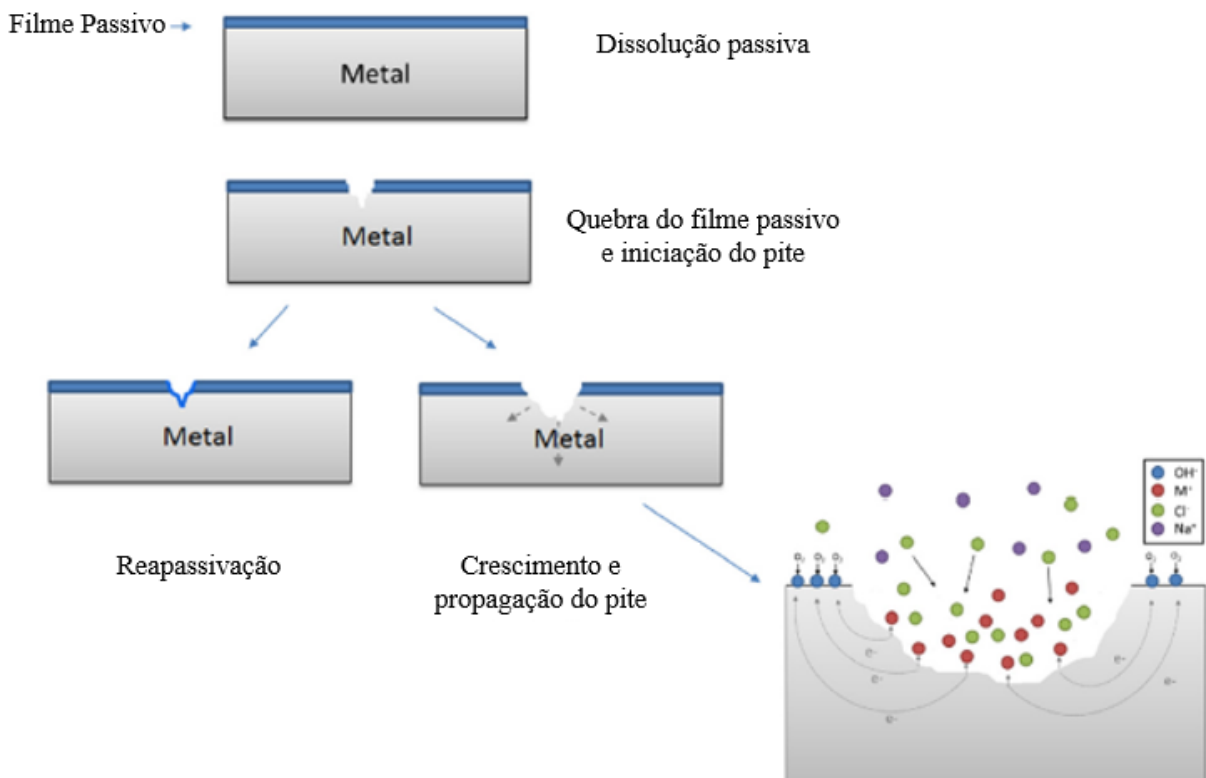
Fonte: Adaptado de Oladokun (2017).

⁴ A estagnação do fluido gera uma restrição à difusão do oxigênio.

2.2.2.2 Corrosão por pite

Corrosão por pite é uma forma severa de corrosão localizada, gerando cavidades ao longo da superfície metálica causadas pela dissolução do filme passivo (DYRKACZ, 2013). Ao ocorrer a formação de um pite é estabelecida uma célula de corrosão local. A região dentro do pite é considerada uma região anódica, enquanto a região ao redor torna-se catódica. Isto gera uma constante quebra e reparo da camada passiva, gerando um ambiente capaz de manter a dissolução. Por esse motivo, a corrosão por pite é considerada como a única forma de corrosão autocatalítica (BRYANT; NEVILLE, 2016). Além do mais, as proteínas presentes nos fluidos corporais também podem induzir uma maior extensão da formação de pites (DYRKACZ, 2013). Na Figura 12 está ilustrado um esquema de formação e crescimento do pite.

Figura 12 – Ilustração da formação e propagação do pite.



Fonte: Adaptado de Bryant e Neville (2016).

2.2.2.3 Corrosão galvânica

A corrosão galvânica ocorre quando dois metais com diferentes potenciais estão fisicamente em contato envolto por um fluido eletrolítico, causando a transferência de elétrons entre os metais devido à diferença de potencial (GENTIL, 1987).

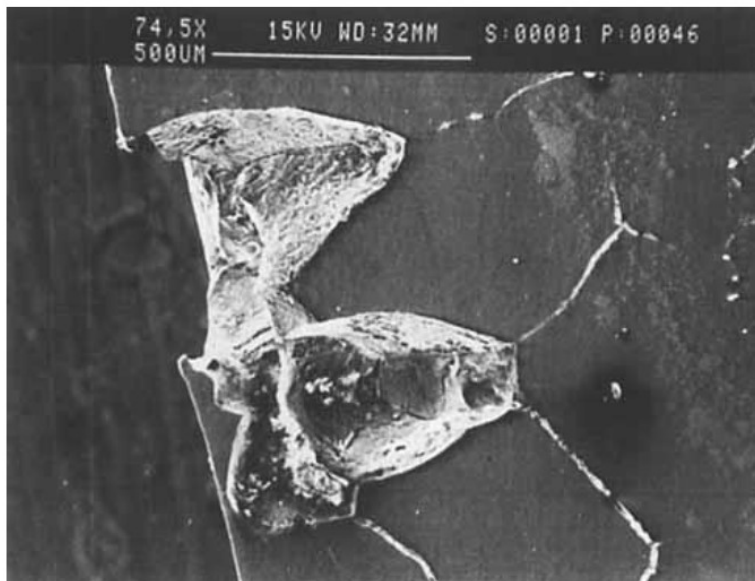
Os fatores que influenciam esse tipo de corrosão são: a diferença de potencial entre o par metálico, o tipo de eletrólito ao qual os metais estão expostos, a área, a distância e a geometria dos materiais (GENTIL, 1987). Esse é um tipo de corrosão frequente em próteses de quadril devido a utilização de pares dissimilares na combinação da cabeça femoral com a haste (OLADOKUN, 2017).

2.2.2.4 Corrosão intergranular

Esse tipo de corrosão ocorre entre os grãos da rede cristalina do material metálico, deteriorando as propriedades mecânicas e tornando o material mais suscetível a fratura por sollicitação mecânica (GENTIL, 1987).

A corrosão intergranular ocorre em metais ou ligas metálicas em regiões onde existe uma diferença eletroquímica entre o contorno de grão e o grão (Figura 13), gerada por uma série de fatores (OLADOKUN, 2017). A corrosão intergranular pode ser induzida pela presença de impurezas no contorno de grão, o enriquecimento ou empobrecimento de um determinado elemento de liga no contorno de grão. No caso das ligas de aço inoxidável austeníticos, a corrosão intergranular inicia devido a quantidade reduzida de cromo nos contornos de grão, em virtude da precipitação de carbeto de cromo, Cr_{23}C_6 (DYRKACZ, 2013).

Figura 13 – Imagem de uma liga de CoCrMo com presença de corrosão intergranular.

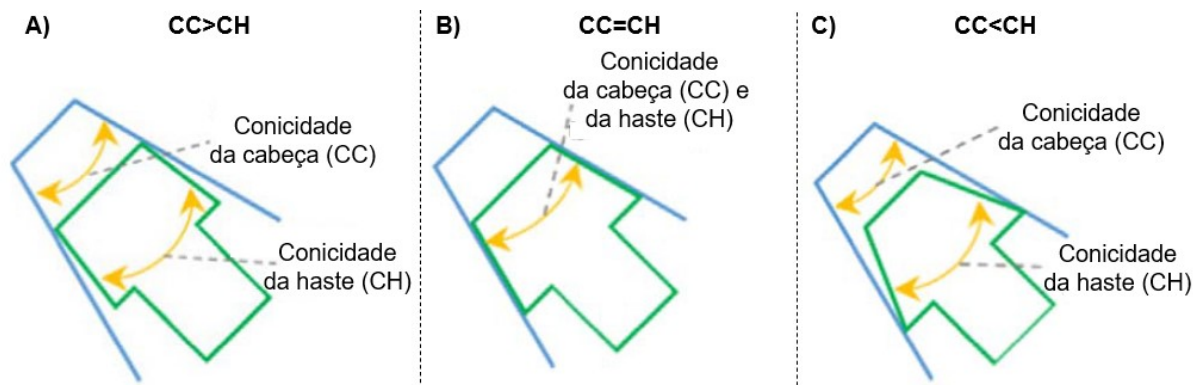


Fonte: Adaptado de Oladokun (2017).

2.2.3 Mecanismo de *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cabeça femoral

O mecanismo de *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cabeça é um efeito direto da modularidade criada para facilitar o procedimento cirúrgico (Figura 15). As diferenças dimensionais do cone da haste (*trunnion*) e da cabeça (*taper bore*) permitem a micromovimentação entre os componentes e o ingresso do fluido corporal, promovendo assim o mecanismo de *fretting-corrosion* (JAUCH-MATT; MILES; GILL, 2017). Uma diferença de conicidade nula promoveria um contato contínuo (Figura 14B), porém normalmente existe uma diferença de conicidade entre o cone da haste e da cabeça. Para uma conicidade da cabeça maior do que da haste, o contato tende a ser na predominante na região proximal (Figura 14A), e para uma conicidade da cabeça menor, o contato tende a ser na predominante na região distal (Figura 14C).

Figura 14 – Ilustração do efeito da diferença de conicidade da haste e da cabeça. A) Conicidade da cabeça maior do que da haste; B) Conicidade da cabeça e haste iguais; C) Conicidade da cabeça menor do que da haste.



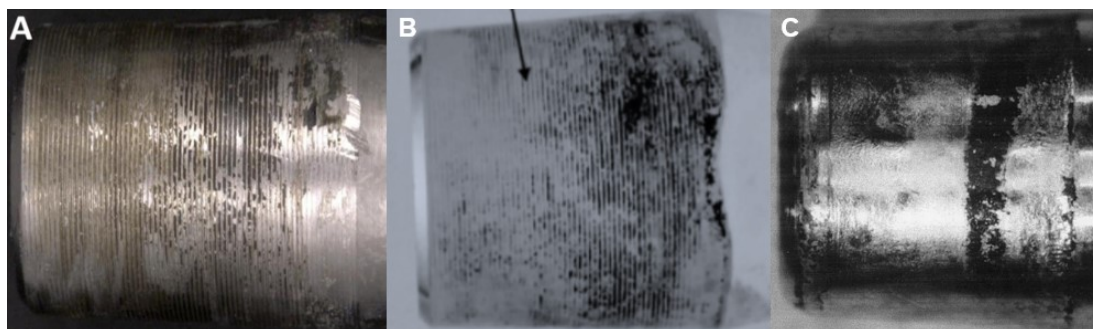
Fonte: Adaptado de Ashkanfar, Langton e Joyce (2017a).

Nas ATQs, o *fretting* ocorre durante o ciclo de caminhada humana, gerando esforços mecânicos que removem a camada passiva da superfície de contato (ARNHOLT *et al.*, 2015). Durante atividades diárias, a superfície de contato haste-cabeça é sujeita a elevados esforços cisalhantes e torcionais, provocando micromovimentações e posterior desgaste da superfície de contato de um ou ambos os componentes (BAXMANN *et al.*, 2017). A micromovimentação entre a haste e a cabeça, mensurado experimentalmente, encontra-se entre 2 a 12 μm (JAUCH *et al.*, 2011; MALI; GILBERT, 2016; OUELLETTE *et al.*, 2019). O desgaste gerado pelo *fretting* promove uma sucessiva remoção e crescimento da camada passiva, gerando uma variação do potencial de corrosão na região afetada e aumentando a susceptibilidade à corrosão (KUMAR *et al.*, 2010).

O projeto dimensional da junção entre o cone da haste e o cone da cabeça pode incluir uma pequena incompatibilidade angular, criando uma fresta na junção e possibilitando assim corrosão por fresta (OSKOU EI *et al.*, 2017). Com isso, surgem células de fresta devido à redução de oxigênio e a queda do pH, induzida pelo aumento da concentração de íons cloretos e fosfatos para balancear os cátions metálicos, enquanto que fora da fresta a concentração de oxigênio e o pH são elevados (OSKOU EI *et al.*, 2017). Em análises de explantes foram encontrados valores de pH em torno de 1,5 nos fluidos existentes no cone da haste após ser removida do paciente (NAMBU *et al.*, 2015). O aumento da acidez diminui a passivação do metal, criando um ambiente favorável à corrosão (ARNHOLT *et al.*,

2015), intensificando o efeito do mecanismo de *fretting-corrosion* sobre a degradação da superfície de contato haste-cabeça (Figura 15).

Figura 15 – Imagem de hastes explantadas com elevado grau de *fretting-corrosion*.

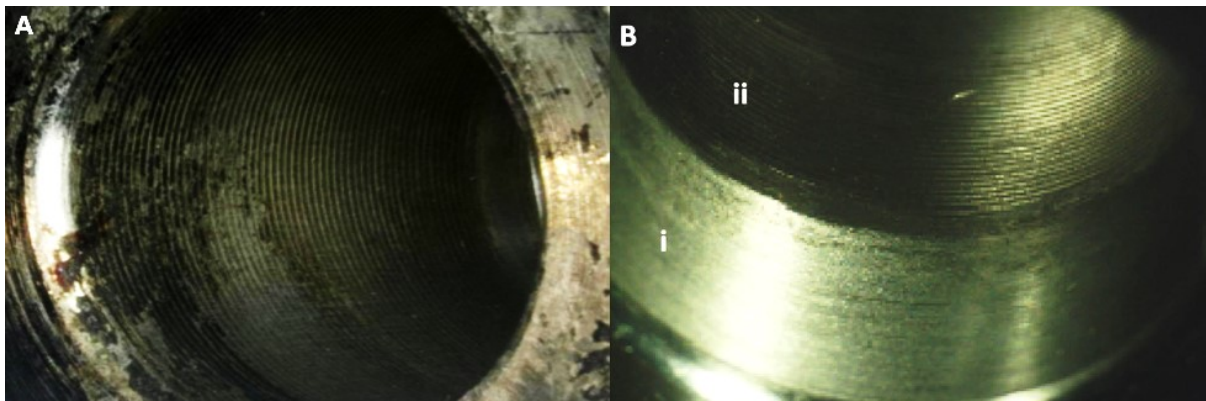


Fonte: Adaptado de A) Arnholt *et al.* (2015); B) Oskouei *et al.* (2017); C) Goldberg *et al.* (2002).

O desenvolvimento da modularidade também possibilitou a combinação de hastes e cabeças de diferentes materiais. Uma das combinações mais comuns é o emprego de hastes de liga de titânio, que possuem um módulo de elasticidade mais próximo ao do osso, com cabeças femorais fabricadas com a liga de cobalto-cromo-molibdênio, pois possuem elevada resistência ao desgaste. Entretanto, uma das desvantagens da modularidade é a possibilidade de gerar corrosão galvânica entre os componentes (ELLMAN; LEVINE, 2013b)

Em análises de explantes, constatou-se que a topografia do cone da haste, geralmente mais rugosa, tende a deixar uma impressão física, *imprinting*, na superfície da cavidade cônica da cabeça (Figura 16), comumente relacionado a corrosão *in vivo* dessas superfícies (BISHOP *et al.*, 2013; MATTHIES *et al.*, 2013). De acordo com Arnholt *et al.* (2015) a ocorrência do *imprinting* levou vários pesquisadores a questionar o impacto da topografia do cone da haste no mecanismo de *fretting-corrosion*.

Figura 16 – Imagem de cabeças explantadas com evidências de *imprinting*.



Fonte: Adaptado de A) Arnholt *et al.* (2015); B) Bishop *et al.* (2013).

2.2.4 Mecanismo de *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cimento ósseo

A utilização de cimento ósseo para a fixação de implantes ortopédicos tem garantido a funcionalidade a longo prazo de implantes de articulações artificiais (BUCHHORN *et al.*, 2014). Entretanto, devido a diferença significativa de propriedades mecânicas, principalmente módulo elástico, pode ocorrer a soltura da haste do cimento quando ambos são solicitados mecanicamente (PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011). Com isso, ocorre uma microsseparação e formação de frestas, possibilitando o ingresso dos fluidos corporais e tornando a superfície de contato haste-cimento mais suscetível a degradação por *fretting-corrosion*.

A degradação gerada nessa superfície de contato é considerada por alguns autores como uma das principais causas de revisão cirúrgica (BRYANT *et al.*, 2013a; GERINGER; FOREST; COMBRADE, 2005; PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011). Como pode ser observado na Figura 17, o mecanismo de *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cimento pode degradar uma extensão significativa do corpo da haste.

Figura 17 – Imagem de um implante removido, ou explante, com elevado grau de *fretting-corrosion* na superfície da haste que estava em contato com o cimento.



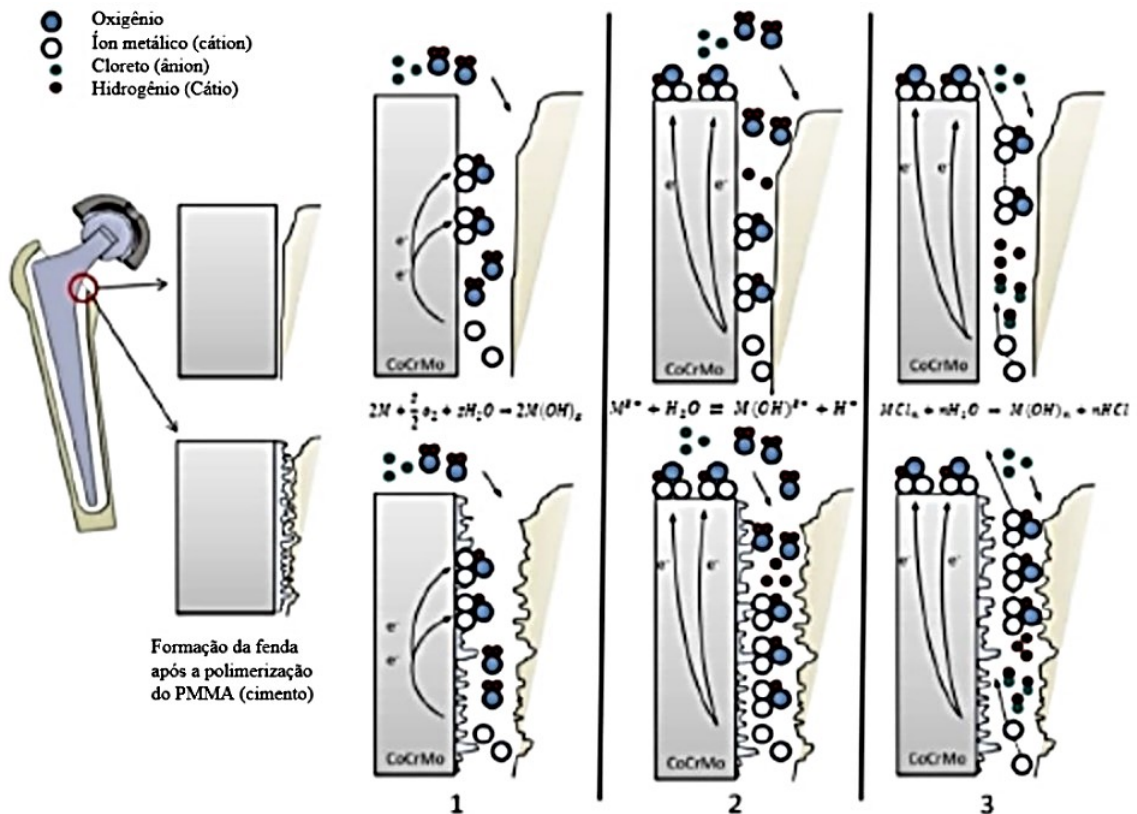
Fonte: Adaptado de A) Shearwood-Porter *et al.* (2016); B) Bryant *et al.* (2014).

O cimento ósseo é composto principalmente pelo polimetilmetacrilato (PMMA) que possui propriedades mecânicas significativamente inferiores ao implante metálico, fato que impediria o desgaste do implante pelas partículas de desgaste do cimento. Contudo, o cimento ósseo normalmente possui partículas radiopacificadoras, como dióxido de zircônio, que possuem dureza mais elevadas do que os metais e, quando aglomeradas, podem acentuar o desgaste do corpo da haste femoral (SHEARWOOD-PORTER *et al.*, 2016).

Além do efeito mecânico, também ocorre uma degradação sequencial da superfície através da corrosão gerada nas frestas entre o cimento e implante (Figura 18). No primeiro estágio, a corrente catódica é igual a corrente anódica dentro da fresta, gerando uma redução do teor de oxigênio pelos íons hidroxila; no segundo estágio, acontece a passagem de cátions metálicos para a solução com posterior hidrólise, aumentando a concentração de íons metálicos até a saturação da solução;

no terceiro estágio, à medida que ocorre a precipitação de hidróxidos metálicos nas frestas devido ao desequilíbrio eletroquímico, íons H^+ e Cl^- são gerados para restabelecer o equilíbrio eletroquímico e por consequência há uma redução do pH; no quarto estágio, o ambiente dentro da fresta torna-se propício para uma quebra permanente da camada passiva do metal.

Figura 18 – Processo de *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cimento.



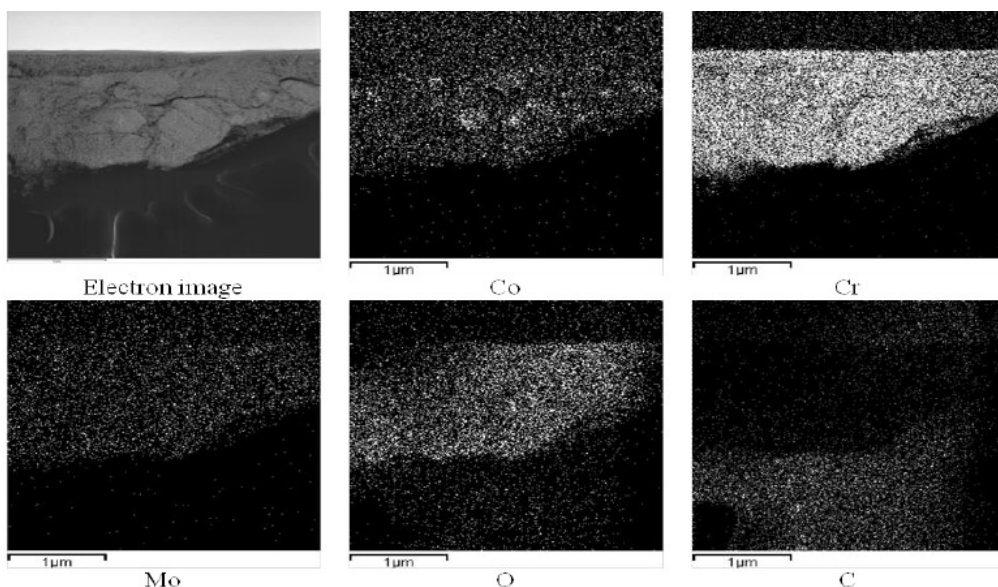
Fonte: Adaptado de Bryant (2013).

WILLERT *et al.* (1996) propõem que as partículas metálicas do implante, em conjunto com as partículas de polimetilmetacrilato e de dióxido de zircônio do cimento ósseo, são acumuladas nas frestas da superfície de contato haste-cimento. Durante a aplicação do carregamento cíclico sobre a haste, acontece a micromovimentação da mesma em relação ao cimento, com aproximadamente 12 a 55 μm de amplitude (CHOI *et al.*, 2010; CRISTOFOLINI *et al.*, 2003; EBRAMZADEH *et al.*, 2004). A micromovimentação dessas partículas abrasivas contra a haste, em conjunto com um

meio severamente corrosivo provocado pelo baixo pH, induz a degradação do corpo da haste pelo mecanismo de *fretting-corrosion*.

No trabalho desenvolvido por Bryant (2013) com hastes de CoCrMo foi identificado que o processo de degradação do corpo da haste gerou o depósito de uma fina camada de óxido de cromo (Cr_2O_3) no cimento ósseo (Figura 19). Isto ocorre pois com o aumento da carga ocorre a ruptura da camada de Cr_2O_3 . Adicionalmente, partículas abrasivas deformam plasticamente a superfície do metal. As partículas de óxido geradas são compactadas contra o cimento ósseo, a cada ciclo de carregamento (BRYANT, 2013).

Figura 19 – Camada de óxido presente no cimento ósseo após ensaio de *fretting-corrosion* em uma haste de CoCrMo.



Fonte: Adaptado de Bryant (2013).

2.3 MODOS DE FALHA CLÍNICOS RELACIONADOS A DEGRADAÇÃO DA SUPERFÍCIE DE CONTATO HASTE-CABEÇA E HASTE-CIMENTO

A degradação das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento promove uma série de efeitos nocivos que levam a falha do implante e a necessidade de uma cirurgia de revisão. Dentre os modos de falhas das próteses de quadril associados à degradação destas superfícies, destacam-se: inflamação localizada ou sistêmica, gerada pelas partículas e íons metálicos (DYRKACZ, 2013); osteólise e

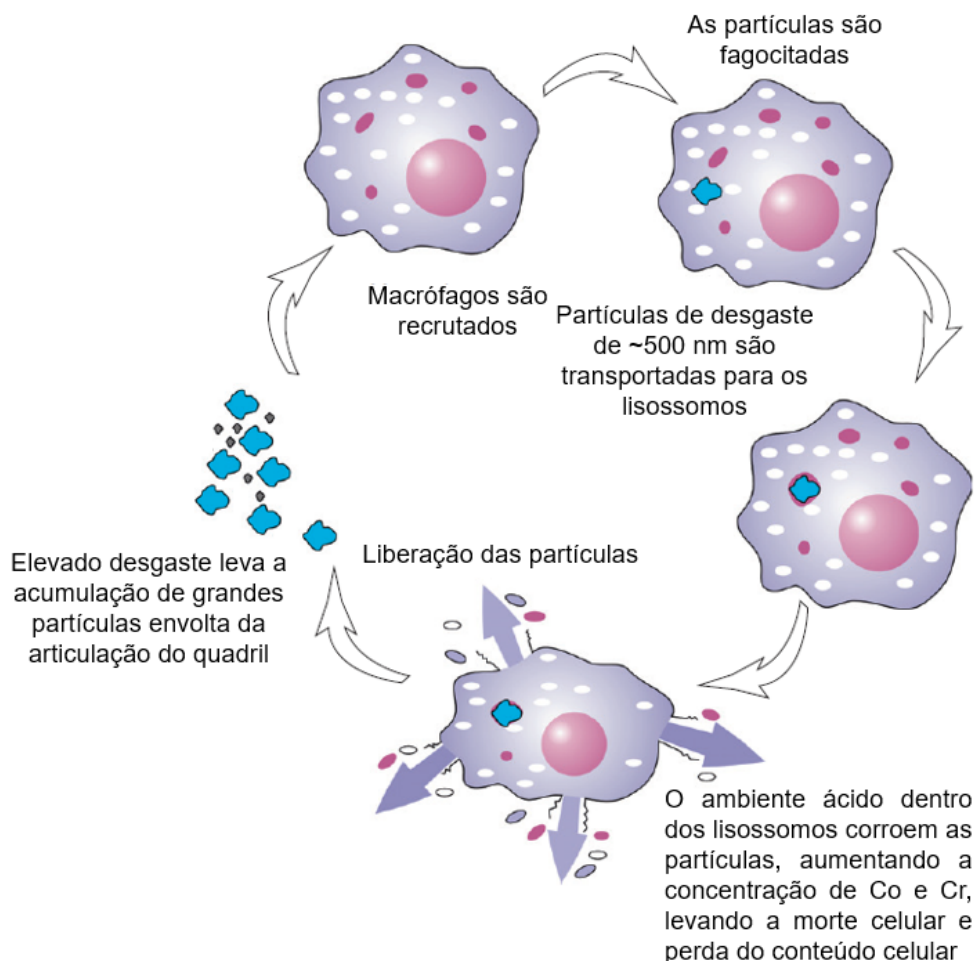
soldura asséptica do implante, devido a rejeição as partículas de desgaste poliméricas e metálicas (PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011; URBAN; GILBERT; JACOBS, 2005); e a fratura por fadiga, devido à instabilidade estrutural gerada pela deterioração da superfície do implante (ELLMAN; LEVINE, 2013a).

2.3.1 Reação adversa local do tecido as partículas e íons metálicos

As partículas que se desprendem do implante geralmente possuem um tamanho entre 0,01 a 200 μm (GERINGER; KIM; BOYER, 2011; TOPOLOVEC *et al.*, 2013; URBAN; GILBERT; JACOBS, 2005). Essas partículas migram do implante para o tecido causando distúrbios histopatológicos (GERINGER; KIM; BOYER, 2011). A absorção de partículas nanométricas ($< 150 \text{ nm}$) ocorre pelo processo de endocitose e pinocitose, enquanto que partículas maiores ($>150 \text{ nm}$) induzem a fagocitose por células especializadas como macrófagos (KEEGAN, 2007).

O processo de absorção das partículas metálicas e morte celular pode ser visto na Figura 20. Uma vez dentro das células, as partículas metálicas são transportadas para os lisossomos. O ambiente ácido dentro dos lisossomos corroem as partículas, aumentando a concentração de íons metálicos dentro da célula que induz a morte da célula. Com isso, a membrana plasmática é desintegrada e o conteúdo celular, como citocinas e as partículas metálicas, é liberado para o meio (GILL *et al.*, 2012).

Figura 20 – Ilustração do processo de absorção das partículas metálicas e morte celular.



Fonte: Adaptado de Gill *et al.* (2012).

Os íons metálicos podem se ligar a proteínas ou enzimas, penetrar na membrana plasmática e induzir a produção de citocinas (CATELAS *et al.*, 2003). Dependendo da concentração de íons liberados, praticamente todos os íons metálicos tendem a gerar uma resposta citotóxica induzindo a morte de fibroblastos⁵ e osteoclastos⁶ (YAMAMOTO; HONMA; SUMITA, 1998).

No caso do aço inoxidável, o íon de ferro tende a ser o mais liberado, porém somente com concentrações elevadas (acima de 50 mg/L) gera um efeito prejudicial (ZHU *et al.*, 2009). Por outro lado, os íons de cromo, níquel, molibdênio e cobalto,

⁵ Fibroblastos são células constituintes do tecido conjuntivo responsáveis principalmente pela produção de colágeno e elastina.

⁶ Osteoclastos são células que compõem a matriz óssea responsáveis pelo processo de reabsorção e remodelamento ósseo.

também presentes no aço inoxidável, induzem a morte celular de osteoblastos⁷ e fibroblastos mesmo em concentrações baixíssimas. Os íons de níquel em presença acima de 3 µg/L atingem um nível superior a 50% (TC50) de citotoxicidade para fibroblastos gengivais humanos (SCHEDLE *et al.*, 1995). Os íons de molibdênio apenas abaixo de 8,5 µg/L são considerados como não tóxicos para osteoblastos (LI *et al.*, 2010). Os íons de cromo com uma concentração superior a 5,9 µg/L é citotóxico para os macrófagos⁸, sendo que o cromo hexavalente (Cr⁶⁺) também é citotóxico a concentrações inferiores a 5,2 µg/L (KWON *et al.*, 2009; ZHOU *et al.*, 2009). O cobalto geralmente está presente em baixa quantidade nos aços inoxidáveis, porém concentrações de íons desse metal acima de 2,8 µg/L induz a formação de pseudotumores (KWON *et al.*, 2017).

A liberação de partículas e íons metálicos é praticamente inevitável, e a interação com as células promove reações adversas nos tecidos adjacentes, tais como: hipersensibilidade a metais, lesões associadas à vasculite asséptica⁹ dominada por linfócitos¹⁰, formação de pseudotumores e metalose (COOPER *et al.*, 2013; GREEN; KHAN; HADDAD, 2014; VUNDELINCKX; VERHELST; DE SCHEPPER, 2013).

A hipersensibilidade a metais está relacionada a formação de pseudotumores que são uma das complicações clínicas mais severas, caracterizada pela formação de uma massa sólida e cística (GLYN-JONES *et al.*, 2009). Os pseudotumores são resultados de uma infiltração linfocítica e necrose do tecido mole secundário pelas partículas metálicas de desgaste, podendo causar dor, destruição do osso e posteriormente a falha do implante (GREEN; KHAN; HADDAD, 2014).

A metalose (Figura 21) é uma reação que ocorre em decorrência das partículas metálicas de desgaste, que, por sua vez, podem causar a fibrose¹¹ asséptica ou a necrose¹² dos tecidos adjacentes ao implante (CIPRIANO *et al.*, 2008;

⁷ Osteoblastos são células que compõem a matriz óssea responsáveis pela síntese orgânica da matriz óssea.

⁸ Macrófagos são células especializadas envolvidas na detecção, fagocitose e destruição de bactérias e outros organismos prejudiciais.

⁹ Vasculite asséptica é a inflamação da parede de vasos sanguíneos.

¹⁰ Linfócitos são células do sistema imunológico que atuam geralmente em resposta a infecções.

¹¹ Fibrose é a formação de um tecido conjuntivo fibroso em um órgão ou tecido em um processo reparativo ou reativo.

¹² Necrose é uma forma de lesão celular que resulta na morte celular por autodigestão ou autólise.

MILOŠEV *et al.*, 2000). Além da necrose, as alterações histológicas típicas da metalose estão associadas à infiltração de linfócitos perivasculares, inflamação, acúmulo de macrófagos carregados com detritos metálicos e ulcerações¹³ (OLLIVERE *et al.*, 2009).

Figura 21 - Presença de metalose nos tecidos adjacentes a prótese de quadril.



Fonte: Adaptado de Cipriano *et al.* (2008).

2.3.2 Osteólise e soltura asséptica associado a degradação das superfícies metálicas

A geração de partículas e íons metálicos pode induzir a formação de osteólise periprotética¹⁴ e subsequente soltura asséptica do implante, devido a hipersensibilidade aos metais (KOROVESSIS *et al.*, 2006). A osteólise consiste na reabsorção do osso pelos osteoclastos, devido à rejeição do corpo humano as partículas de desgaste poliméricas ou metálicas das próteses (BURGER; DE VAAL; MEYER, 2007). O avanço do processo de osteólise pode levar à soltura asséptica dos componentes femorais e acetabulares, sendo considerada uma das principais causas

¹³ Úlcera é a formação de uma ruptura na pele ou na superfície de um órgão.

¹⁴ Periprotética é a estrutura óssea próxima ao implante.

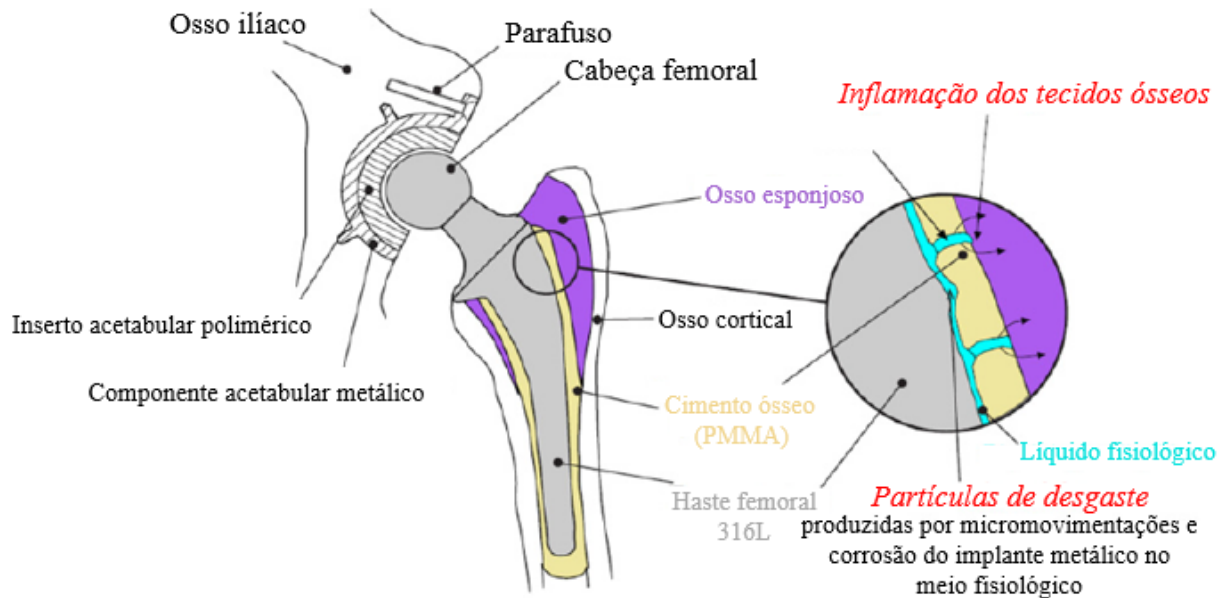
de falha de próteses de quadril (AFFATATO *et al.*, 2008; STACHOWIAK, 2006; WANG; ESSNER; SCHMIDIG, 2004).

A osteólise é geralmente associada a rejeição do corpo humano às partículas poliméricas que se desprendem do componente acetabular ou do cimento ósseo. Entretanto, em superfícies de articulação metal-metal também ocorre osteólise, aumentando a evidência de que a hipersensibilidade a metais pode desempenhar um papel importante na patogênese¹⁵ da osteólise (JACOBS; HALLAB, 2006). Como evidência disto, em um estudo com 114 pacientes, 59 possuíam sinas de soldura do implante, possivelmente associados à corrosão galvânica na superfície de contato do cone da haste (*trunnion*) com a cavidade da cabeça femoral (*taper head*) (MEYER *et al.*, 2012).

A soltura asséptica também pode estar relacionada a degradação da superfície de contato haste-cimento, onde são geradas partículas de desgaste de ambos os corpos que posteriormente migram para superfície de contato com o osso (GERINGER; KIM; BOYER, 2011; PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011). As partículas poliméricas do cimento ósseo provocam um distúrbio das atividades dos osteoblastos e posterior osteólise (Figura 22), enquanto que as partículas e íons metálicos provocam uma inflamação no tecido (GERINGER; KIM; BOYER, 2011; PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011). Devido a isso, as partículas e íons gerados na superfície de contato entre a haste e o cimento são consideradas um dos principais causadores dos processos de revisão da artroplastia total do quadril.

¹⁵ Patogênese é o mecanismo biológico do progresso da doença, que demonstram as características morfológicas ou o que induz a doença.

Figura 22 – Ilustração do processo inflamatório gerado pelas partículas de desgaste metálica.



Fonte: Adaptado de Pellier, Geringer e Forest (2011).

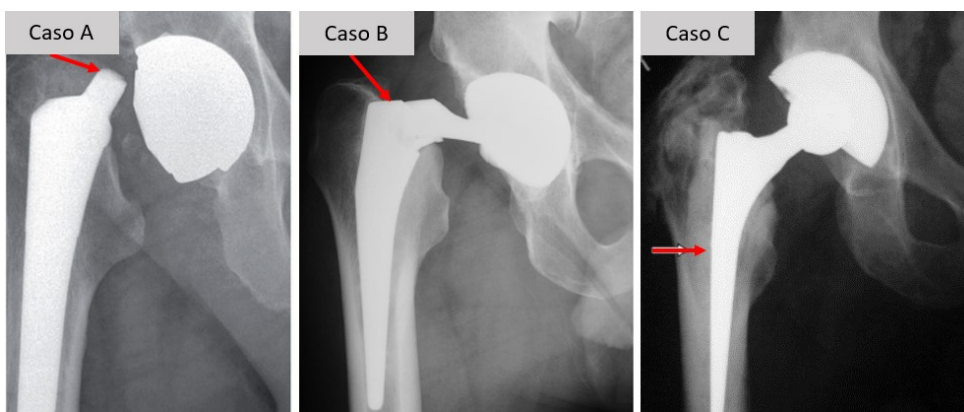
As partículas metálicas também podem entrar na região de contato entre a cabeça femoral e o componente acetabular polimérico, acelerando o desgaste do componente polimérico, devido à abrasão por terceiro corpo (JACOBS *et al.*, 1995; URBAN; GILBERT; JACOBS, 2005). Sendo assim, a geração das partículas metálicas também pode ter um efeito indireto na soltura asséptica e falha da prótese de quadril. A rejeição do corpo humano às partículas de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE, sigla em inglês) é considerada uma das principais causas para o desencadeamento do processo de osteólise e soltura asséptica (SOUZA, 2011)

2.3.3 Fratura por fadiga da haste acelerada pelo mecanismo de *fretting-corrosion*

A fratura parcial ou total das hastes femorais é uma causa infrequente para realização da cirurgia de revisão de ATQ. Contudo, as complicações clínicas geradas por esse tipo de falha podem ser muito severas para o paciente, gerando aumento da dor no local do implante ou até a perda da mobilidade (BOS; BIEZEN; WEINANS, 2011; MAGNISSALIS *et al.*, 2003).

O mecanismo de *fretting-corrosion* representa clinicamente um processo potencialmente causador na evolução das falhas dos componentes, pois contribui para criação de microtrincas nas regiões de corrosão, aumentando o risco de fratura por fadiga (ELLMAN; LEVINE, 2013a). A fratura por fadiga, acelerada pela corrosão ou desgaste por *fretting*, pode ocorrer em locais diferentes da haste e nos módulos do componente femoral (Figura 23).

Figura 23 – Casos de fratura da haste no cone da haste (A), pescoço modular (B) e região distal da haste (C).



Fonte: Adaptado de A) Morlock *et al.* (2016); B) Wodecki *et al.* (2013); C) Yates *et al.* (2008).

Em um estudo de falha de três hastes de diferentes pacientes, constatou-se como causa a falta de estabilidade na superfície de contato haste-cabeça, que facilitou o desgaste por *fretting* e corrosão por fresta, resultando na fratura da região cônica da haste (MORLOCK *et al.*, 2016). A perda de suporte na região proximal permitiu a flexão em balanço e acesso dos fluidos corporais, contribuindo assim para corrosão e desgaste por *fretting* dessa região, e, conseqüentemente, promovendo a nucleação da trincas (YATES *et al.*, 2008).

O efeito nocivo do mecanismo de *fretting-corrosion* tende a aumentar o potencial de falha de junções modulares, levando a fratura do componente (KONAN *et al.*, 2016). Na análise de explantes feita por Wodecki *et al.* (2013) a fratura na região modular do pescoço da haste foi atribuída a deterioração da superfície pelo mecanismo de *fretting-corrosion*. Molloy *et al.* (2014) concluíram que o modelo ABG II Modular da Stryker Orthopaedics está associado com falhas precoces devido ao aumento do dano por *fretting-corrosion*.

2.4 INFLUÊNCIA DO PROJETO, DO MATERIAL E DA MONTAGEM NA SEVERIDADE DE *FRETTING-CORROSION*

Diversos fatores influenciam a severidade de *fretting-corrosion* em próteses de quadril quando implantadas. Estes fatores estão relacionados ao projeto mecânico dos componentes, a combinação de materiais e, inclusive, ao procedimento de montagem dos componentes das próteses de quadril. Tais fatores serão abordados a seguir.

2.4.1 Efeito da combinação de materiais do par haste e cabeça femoral

A utilização de combinações de materiais diferentes em próteses de quadril é algo comum na realidade clínica. A norma técnica ISO 21534 (*Non-active surgical implants — Joint replacement implants — Particular requirements*) define os materiais que podem ser combinados na fabricação de próteses para artroplastia. Atualmente as hastes femorais somente são fabricadas com ligas metálicas, apesar de haver pesquisas para uso de compósitos de polímero/fibra de carbono na fabricação das hastes. Deve-se considerar a existência de hastes do tipo modulares, divididas em mais de uma parte, que possibilitam a combinação de materiais diferentes. A cabeça femoral geralmente é fabricada com ligas metálicas, porém, cada vez mais, tem-se empregado mais materiais cerâmicos.

A utilização de componentes femorais modulares com combinações de materiais dissimilares gera uma diferença de potencial entre os mesmos, que pode induzir a corrosão galvânica. A corrosão galvânica na superfície de contato entre a haste e a cabeça femoral pode levar à instabilidade da junção e induzir a liberação de íons metálicos do par (MEYER *et al.*, 2012)

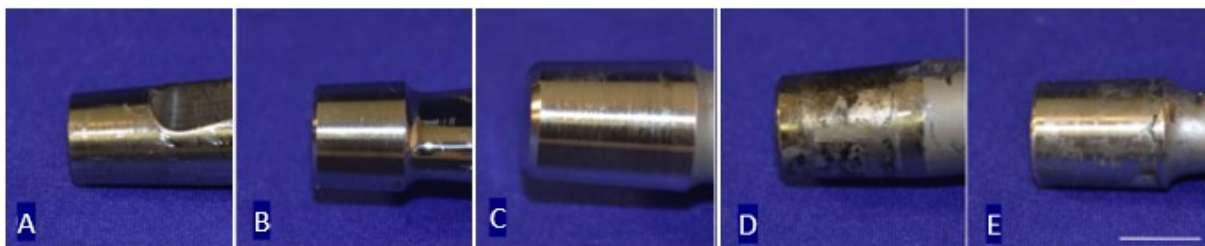
Em uma análise de 110 explantes, compostas por cabeças femorais de liga de CoCr e hastes femorais de liga de Ti6Al4V, constatou-se a presença de corrosão galvânica (MATTHIES *et al.*, 2013). Nas cavidades cônicas das cabeças femorais existiam regiões corroídas e com impressões das marcas de usinagem do cone da

haste (mecanismo de *imprinting*), o que foi considerado como uma evidência de corrosão galvânica (MATTHIES *et al.*, 2013).

2.4.2 Efeito do projeto mecânico da haste e cabeça femoral

O acoplamento adequado entre a cabeça e a haste depende do controle dos parâmetros macro e microgeométricos dos cones da haste e da cabeça. Existem diversos tipos de projeto para os cones da haste e da cabeça, a partir da variação do diâmetro superior e inferior do cone, do comprimento de contato e da conicidade (Figura 24). A combinação desses fatores tem impacto direto no resultado de *fretting-corrosion*, sendo portanto fundamental sua consideração na escolha das próteses a serem implantadas (KAO *et al.*, 2016).

Figura 24 – Ilustração dos diferentes tipos de cone. A) diâmetro 11/13 do cone; B) diâmetro 12/14 do cone; C) diâmetro 14/16 do cone; D) conicidade 5°38'37"; E) Conicidade 2°52'.



Fonte: Adaptado de Tan *et al.* (2015).

A diferença de conicidade entre a cabeça-haste gera uma falta de contato contínuo em toda superfície, possibilitando um desgaste não homogêneo ao longo do contato (ARNHOLT *et al.*, 2015). A redução de 1° da conicidade do cone da haste pode induzir ao aumento de 0,25 pontos de *fretting* na escala Goldberg¹⁶ (KAO *et al.*, 2016).

No estudo realizado por Tan *et al.* (2015), ao comparar pares de hastes e cabeças femorais com diâmetros superiores e inferiores do cone variando entre 11/13, 12/14 e 14/16 mm (Figura 24 A-C), o par com o cone mais estreito (11/13 mm) foi o

¹⁶ Escala com valores entre 1 e 4, referente a severidade de degradação por *fretting-corrosion*.

mais afetado por *fretting*. A redução dos diâmetros do cone pode promover maiores tensões de contato, aumentando assim o nível de *fretting* (TAN *et al.*, 2015).

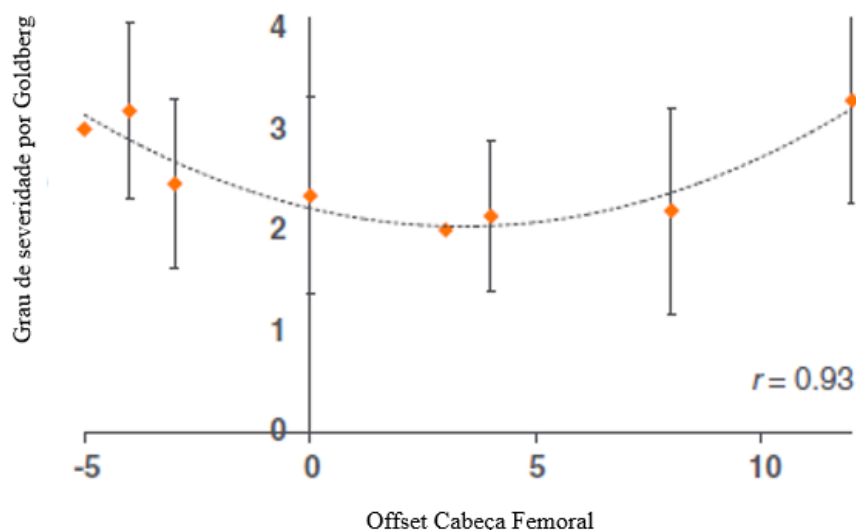
O comprimento de contato entre a haste e a cabeça também é um fator que influencia o desgaste do componente. O aumento de 1 mm do comprimento de contato tende a elevar o grau de *fretting* em 0,11 na escala Goldberg (KAO *et al.*, 2016). Em um estudo realizado com 40 explantes de próteses de quadril foi obtido uma relação semelhante, com superfícies de contato com maior severidade de *fretting* associadas a maiores comprimentos de contatos (NASSIF *et al.*, 2013).

O aumento do diâmetro da cabeça aumenta o torque resultante na junção entre a haste e a cabeça, aumentando a suscetibilidade a corrosão e desgaste por *fretting* (CARTNER *et al.*, 2017). No entanto para uma superfície MoP (*metal on polyethylene*), segundo Cartner *et al.* (2017) não foi detectada correlação entre o aumento do diâmetro da cabeça e o aumento de corrosão.

Por outro lado, Cartner *et al.* (2017) identificaram uma forte correlação parabólica positiva entre o *offset* da cabeça¹⁷ e a severidade de *fretting-corrosion*, como pode ser observado na Figura 25. Valores de *offset* negativos representam que o centro da cabeça está abaixo da face do cone da haste, posição distal, enquanto que valores de *offset* positivos representam que o centro da cabeça está acima da face do cone da haste, uma posição proximal, (CARTNER *et al.*, 2017).

¹⁷ *Offset* da cabeça é a distância entre o centro da cabeça e a face superior do cone da haste. No Brasil essa distância é denominada como “tamanho de colo”, podendo ser classificada como colo curto, médio ou longo, sendo que quanto maior o colo maior o *offset*.

Figura 25 - Média (+ desvio) do grau de severidade por Goldberg por *offset* analisado.



Fonte: Adaptado de Cartner *et al.* (2017).

A rigidez à flexão é um fator de risco a ser controlado nas hastes femorais, por influenciar na micromovimentação da superfície de contato haste-cabeça e posteriormente na corrosão (TAN *et al.*, 2015). Uma forma de cálculo da rigidez à flexão para próteses de quadril e a relação com *fretting-corrosion* foi desenvolvida por Goldberg *et al.* (2002) utilizando valores dimensionais da haste femoral, da cabeça femoral e da superfície de contato haste-cabeça.

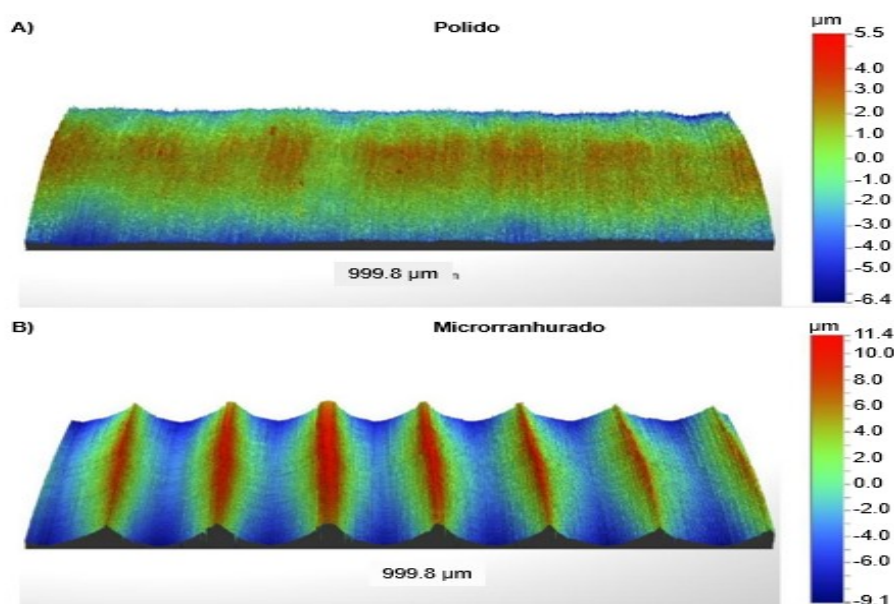
Diversos pesquisadores utilizam o cálculo de rigidez à flexão para correlacionar com os resultados da análise de *fretting-corrosion* da superfície de contato haste-cabeça (KAO *et al.*, 2016; KURTZ, S. *et al.*, 2015; KURTZ *et al.*, 2013). Análises realizadas em explantes mostram que os cones de hastes com baixa rigidez à flexão possuem uma elevada probabilidade de sofrer um processo corrosivo mais severo do que implantes projetados com maiores rigidez à flexão (ASM 23, 2012). Além disso, de acordo com Kao *et al.* (2016), o aumento de 100 Nm² da rigidez induz a redução do *fretting* em 0,24 pontos na escala Goldberg. O projeto das próteses de quadril considerando a rigidez à flexão dos componentes femorais pode ser uma importante ferramenta para redução do *fretting-corrosion*, e consequentemente das partículas de desgaste e íons metálicos que geram severos efeitos adversos.

2.4.3 Efeito do acabamento de superfície dos cones da haste e da cabeça

Análises de explantes, experimentais e numéricas demonstraram que a qualidade do acabamento de superfície de contato haste-cabeça parece desempenhar um papel essencial na quantidade de perda de massa e na falha dos implantes de ATQ (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b; BROCK et al., 2015; JAUCH-MATT; MILES; GILL, 2017; WHITTAKER et al., 2017).

Munir, Walter e Walsh (2015) avaliaram a qualidade de superfície de cones microrranhurados e polidos (Figura 26) de 11 fabricantes, a partir da mensuração de quatro parâmetros dimensionais: rugosidade média (S_a); valor médio dos 10 maiores vales e picos (S_z); assimetria (S_{sk}); e curtose (S_{ku}). Os valores obtidos de S_a variaram entre 0,32 e 3,35 μm e S_z entre 6,069 e 17,375 μm , sendo que a maioria dos cones microrranhurados apresentavam valores de S_a e S_z acima de 2 e 10 μm , respectivamente. Um dos cones microrranhurados apresentava S_a e S_z dentro da faixa dos cones polidos, porém possuía valores de S_{sk} de 0,22, indicativo de predominância de picos, e S_{ku} de 2,3, indicativo de uma superfície periódica, características típicas de superfície de cones microrranhurados.

Figura 26 – Topografia de cones polidos e microrranhurados.



Fonte: Adaptado de Munir, Walter e Walsh (2015).

Na análise de cones de explantes realizada por Whittaker *et al.* (2017) foi constatado que os parâmetros de rugosidade R_{pk} (valor da rugosidade média dos picos que estão acima da área de contato mínima do perfil), $A1$ (área dos picos da curva de Abbott-Firestone), $M1$ (porcentagem de picos acima do núcleo) e R_{sk} (assimetria) influenciaram significativamente a perda de massa.

Panagiotidou *et al.* (2013) identificaram uma maior corrosão por fresta e por pite em cones microrranhurados das hastes (R_a entre 2,73 e 2,79 μm) em relação aos cones polidos (R_a entre 0,28 e 0,38 μm). Para esses pesquisadores, isto ocorreu devido a menor área de contato dos cones microrranhurados, promovendo uma concentração de tensão de cisalhamento, e, desta forma, induzindo elevados níveis de desgaste e corrosão nestes cones.

Jauch-Matt, Miles e Gill (2017) identificaram que os cones das hastes mais polidos (R_a de $2,92 \pm 0,44 \mu\text{m}$ e R_z de $7,97 \pm 1,45 \mu\text{m}$) são mais apropriados para a superfície de contato haste-cabeça, pois geram uma maior rigidez do sistema e reduzem a suscetibilidade ao desgaste por *fretting* do que os cones rugosos (R_a de $4,14 \pm 0,54 \mu\text{m}$ e R_z de $16,76 \pm 0,57 \mu\text{m}$).

2.4.4 Efeito do acabamento de superfície do corpo da haste

No caso do corpo da haste, o acabamento de superfície também exerce uma influência no sucesso da ATQ. Em relação ao acabamento de superfície, as hastes cimentadas são divididas em três grupos: polidas (R_a menor que 0,5 μm), jateadas ou com acabamento acetinado (R_a de 0,5 a 1,26 μm) ou foscas (R_a maior que 1,26 μm) (HAMADOUCHE *et al.*, 2008).

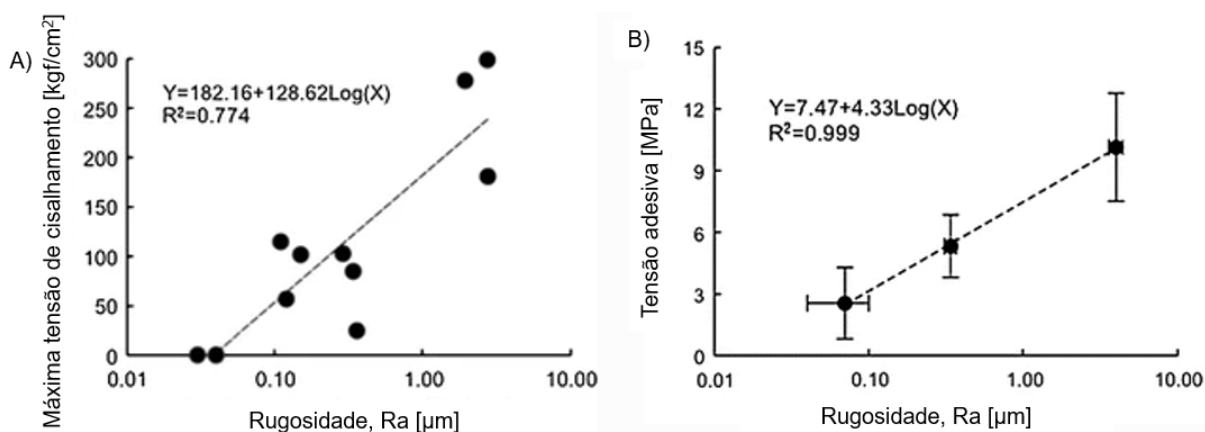
Della Valle *et al.* (2005) avaliaram hastes com diferentes acabamentos de superfície retiradas de pacientes (explantadas), rugosas texturizadas (R_a entre 1,75 e 2,25 μm) e acetinadas texturizadas (R_a 0,5 μm). As hastes acetinadas texturizadas apresentaram a maior sobrevivência acumulada¹⁸ e para Della Valle *et al.* (2005) o acabamento de superfície para hastes cimentadas deve possuir um R_a inferior a 0,5 μm .

¹⁸ Sobrevivência acumulada é a razão do número de implantes que permanecem no corpo humano dentro de um intervalo de tempo.

Hamadouche *et al.* (2008) realizaram uma análise de explantes com hastes femorais que apresentam os três tipos de acabamento de superfície, identificando as hastes polidas (Ra de 0,04 μm) como as que possuíam a maior taxa de sobrevivência.

Akiyama *et al.* (2013) reportaram excelentes resultados clínicos com sobrevivência acumulada de 100% dentro de 7 anos com as hastes femorais polidas PHS KC (Ra entre 0,2 e 0,3 μm) e H3 taper (Ra entre 0,2 e 0,3 μm) da Kyocera Medical. No mesmo artigo, Akiyama *et al.* (2013) demonstraram que a redução da rugosidade promove a redução da tensão adesiva e cisalhante seguindo um modelo log-linear ao avaliar cilindros de titânio (Ra entre 0,05 a 2,0 μm) com o cimento ósseo (Figura 27).

Figura 27 – Relação entre rugosidade e aumento da tensão de cisalhamento (A) e tensão adesiva (B).
1 kgf/cm² = 0,098 MPa.



Fonte: Adaptado de Akiyama *et al.* (2013).

Portanto, o controle do acabamento de superfície do corpo da haste também possui um papel relevante na sobrevivência acumulada das próteses no corpo humano. Acabamentos inadequados podem induzir o aumento do desgaste do cimento ósseo e, conseqüentemente, provocar osteólise ou soltura asséptica.

2.4.5 Efeito do tipo de cimento ósseo

O cimento ósseo é composto principalmente pelo polímero polimetilmetacrilato (PMMA), mas também possui diversas substâncias adicionais em sua constituição a fim de gerar efeitos complementares como radiopacificantes, antibióticos, controlador de viscosidade, aditivos de cura, entre outros (KUEHN; EGE; GOPP, 2005).

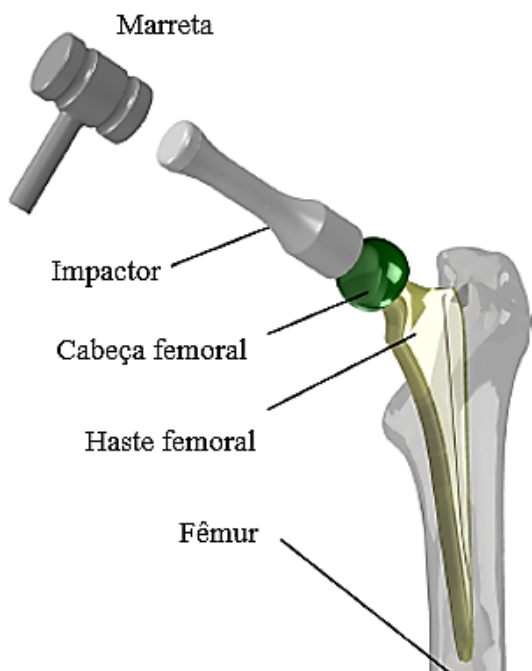
As substâncias radiopacas, como dióxido de zircônio e sulfato de bário, são fundamentais para permitir a visibilidade do cimento ósseo nas radiografias, permitindo assim a análise da posição da haste no cimento quando implantada (KUEHN; EGE; GOPP, 2005). Entretanto, o sulfato de bário induz a maiores taxas de osteólise e corrosão da haste, pois os íons de bário são tóxicos e os íons sulfato geram um ambiente mais corrosivo nas frestas (KUEHN; EGE; GOPP, 2005; SHEARWOOD-PORTER *et al.*, 2016). Por outro lado, os aglomerados de dióxido de zircônio possuem durezas superiores às hastes metálicas, aumentando assim a probabilidade de desgaste das hastes (SHEARWOOD-PORTER *et al.*, 2016).

A introdução de antibióticos no cimento ósseo é uma prática comumente aplicada desde 1970, a fim de tratar e prevenir processos inflamatórios. Os antibióticos são normalmente obtidos em formas de sulfatos, para garantir a solubilidade pelos fluidos corporais. Entretanto, a presença dessa substância pode gerar um aumento da concentração de íons sulfato dentro das frestas na superfície de contato haste-cimento, condição favorável para a corrosão por fresta (BRYANT *et al.*, 2013d).

2.4.6 Efeito da força de encaixe e limpeza dos componentes

No procedimento cirúrgico de colocação de uma prótese de quadril, a cabeça femoral é encaixada no cone da haste quando a mesma já está implantada (Figura 28). Para garantir uma boa fixação, os cirurgiões executam repetidas marteladas com um impactor polimérico sobre a cabeça femoral, visando obter um melhor acoplamento entre os componentes, buscando minimizar micromovimentações e corrosão (ENGLISH; ASHKANFAR; ROTHWELL, 2016).

Figura 28 – Procedimento para fixação da cabeça femoral no cone da haste.



Fonte: Adaptado de English, Ashkanfar e Rothwell (2016).

Entretanto, não há uma recomendação da força a ser aplicada, e da quantidade de impactações durante os procedimentos intraoperatórios de próteses de quadril (HEINEY *et al.*, 2009). Pesquisas realizadas com cirurgiões por Heiney *et al.* (2009) demonstraram que em média a força aplicada na fixação da cabeça femoral é de aproximadamente 4400 N, com um coeficiente de variação superior a 10%.

Witt *et al.* (2015) constataram que o aumento da força de encaixe promove a deformação das microrranhuras do cone da haste e ampliam a área de contato com o cone da cabeça, alcançando a maior área de contato (16,1%) quando acoplada com 8000 N. Outros pesquisadores realizaram métodos experimentais para determinar a força mínima necessária para o acoplamento da cabeça femoral, concluindo que uma força de 4000 N seria suficiente nas práticas cirúrgicas (JAUCH-MATT; MILES; GILL, 2017). Simulações computacionais empregando o método dos elementos finitos (FEA, sigla em inglês) também revelaram que uma força de acoplamento de no mínimo 4000 N seria suficiente para minimizar a taxa de desgaste por *fretting* (ENGLISH; ASHKANFAR; ROTHWELL, 2016).

A aplicação de forças superiores a 4000 N poderia reduzir as micromovimentações e conseqüentemente reduzir o risco de desgaste da superfície

de contato haste-cabeça. Entretanto, a aplicação de uma força de acoplamento excessiva pode gerar dano à estrutura óssea (JAUCH-MATT; MILES; GILL, 2017).

A limpeza e secagem da superfície de contato entre a haste e a cabeça também influencia no desgaste por *fretting-corrosion*, pois reduzem o risco de corrosão (ILYAS *et al.*, 2014). No trabalho desenvolvido por Jauch *et al.* (2011) foi avaliado a influência de superfícies limpas e contaminadas na micromovimentação, constatando que a limpeza influencia na magnitude de micromovimentações, onde componentes modulares sobre condições contaminadas apresentaram maiores micromovimentações do que componentes limpos.

2.5 MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DA DEGRADAÇÃO DA PRÓTESE DE QUADRIL PELO MECANISMO DE *FRETTING-CORROSION*

Existem diversos métodos para avaliação de *fretting-corrosion* em próteses de quadril. Neste capítulo serão apresentados ensaios de fadiga (*in vitro*) em meio corrosivo aplicados para avaliar o *fretting-corrosion*, as técnicas para qualificação e quantificação do desgaste gerado, a caracterização das partículas de desgaste e a aplicação do método de elementos finitos (*in silico*).

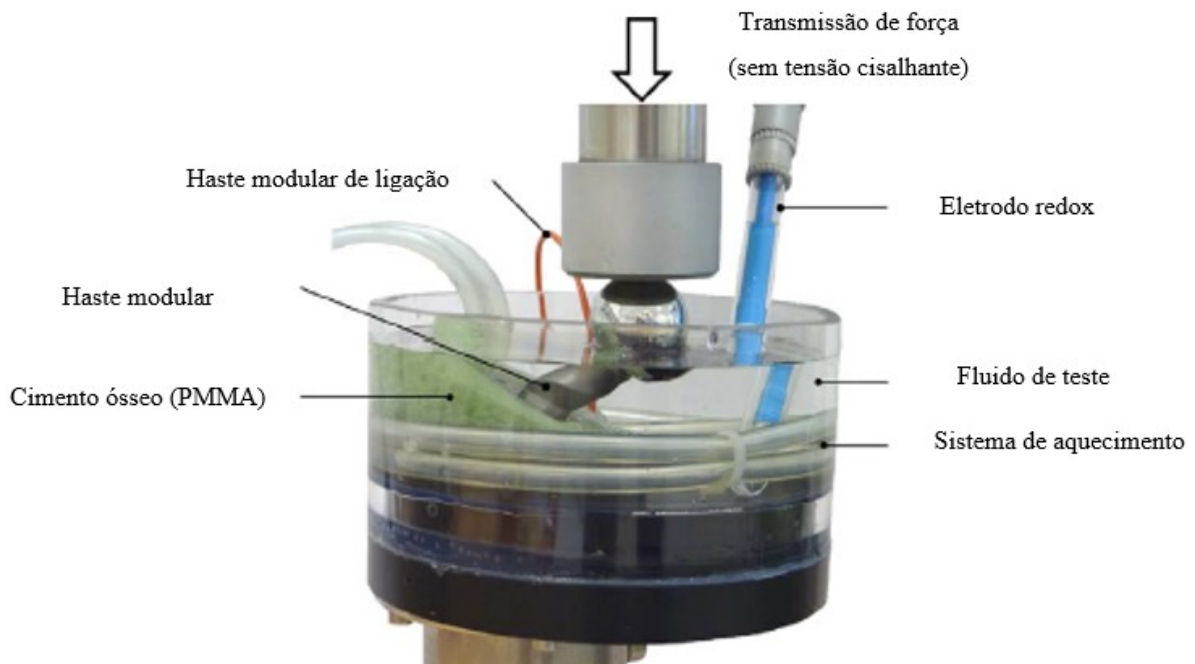
2.5.1 Ensaios de fadiga em meio corrosivo

As normas técnicas ASTM F1875, ISO 7206-4 e ISO 7206-6 indicam os métodos clássicos para avaliar o comportamento em fadiga de sistemas haste/cabeça femoral *in vitro*. A diferença entre estes dois métodos de ensaio de fadiga reside no nível da cimentação e na força empregada no ensaio, sendo que na parte “6” a fixação é realizada em todo o corpo da haste, de forma a submeter a região do colo da haste às maiores demandas mecânicas, simulando um período de pós-operatório imediato, enquanto na parte “4” apenas a região distal da haste é cimentada, simulando perda de massa óssea proximal. Essas normas são utilizadas como base para vários trabalhos para avaliação do *fretting-corrosion*. Como forma de normatizar as avaliações específicas dos efeitos do *fretting-corrosion*, a norma ASTM F1875 indica a realização do ensaio de fadiga em meio corrosivo, composto por solução aquosa de

cloreto de sódio a 0,9%/L com a possibilidade de adição de ácido clorídrico (HCl) para reduzir o pH para $2,0 \pm 0,5$. Adicionalmente, a norma ASTM F1875 associa as condições de ensaios das normas ISO com medições eletrolíticas.

No trabalho desenvolvido por Baxmann *et al.* (2017) foi avaliada a influência do meio corrosivo na resistência a fadiga e *fretting-corrosion* dos componentes de uma haste modular, seguindo o posicionamento ISO 7206-6 (Figura 29). Nesta pesquisa foram empregadas diferentes soluções, tais como: soro fetal bovino, solução de Ringer, solução de cloreto de sódio (pH 2) e solução de cloreto de sódio (pH 1). Ao avaliar a resistência ao *fretting-corrosion*, todos os fluidos foram testados, onde as soluções de cloreto de sódio com pH 1 e pH 2 induziram a maior geração de partículas (BAXMANN *et al.*, 2017). A indicação de uma solução de cloreto de sódio com pH 2 também foi proposta por Viceconti *et al.* (1996) como um meio mais adequado para avaliar o mecanismo de *fretting-corrosion*. A realização do ensaio em dois estágios, com soro fetal bovino e solução de cloreto de sódio com pH 2, foi considerada um método promissor para avaliações pré-clínicas de próteses de quadril, afim de reduzir o risco de falha em uso (BAXMANN *et al.*, 2017).

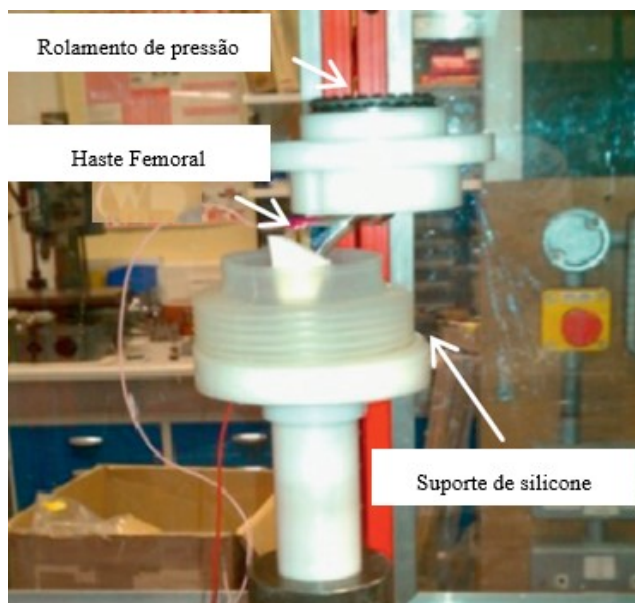
Figura 29 - Aparato experimental para o ensaio de fadiga em diferentes meios corrosivos.



Fonte: Adaptado de Baxmann *et al.* (2017).

A pesquisa desenvolvida por Bryant *et al.* (2013a) e Bryant *et al.* (2016) buscou avaliar, respectivamente, a influência dos constituintes do cimento ósseo e do acabamento de superfície das hastes no desgaste por *fretting-corrosion* de hastes femorais. Para tanto, ambos os ensaios foram realizados com nível de cimentação conforme a norma técnica ISO 7206-6, porém o nível de solução permaneceu abaixo da região do cone da haste para limitar o mecanismo de *fretting-corrosion* à região da haste e cimento (Figura 30). O aumento do uso de sulfato de gentamicina¹⁹, constituinte do cimento ósseo, induziu a uma maior corrente de corrosão, enquanto que o tipo de elementos radiopacificadores influenciaram na taxa de dissolução em condições estáticas e dinâmicas (BRYANT *et al.*, 2013a). As hastes jateadas obtiveram uma maior taxa de corrosão em relação as hastes polidas, devido a proteção gerada pelo óxido de silício (BRYANT *et al.*, 2016).

Figura 30 - Aparato experimental para o ensaio de *fretting-corrosion* da superfície de contato haste-cimento.



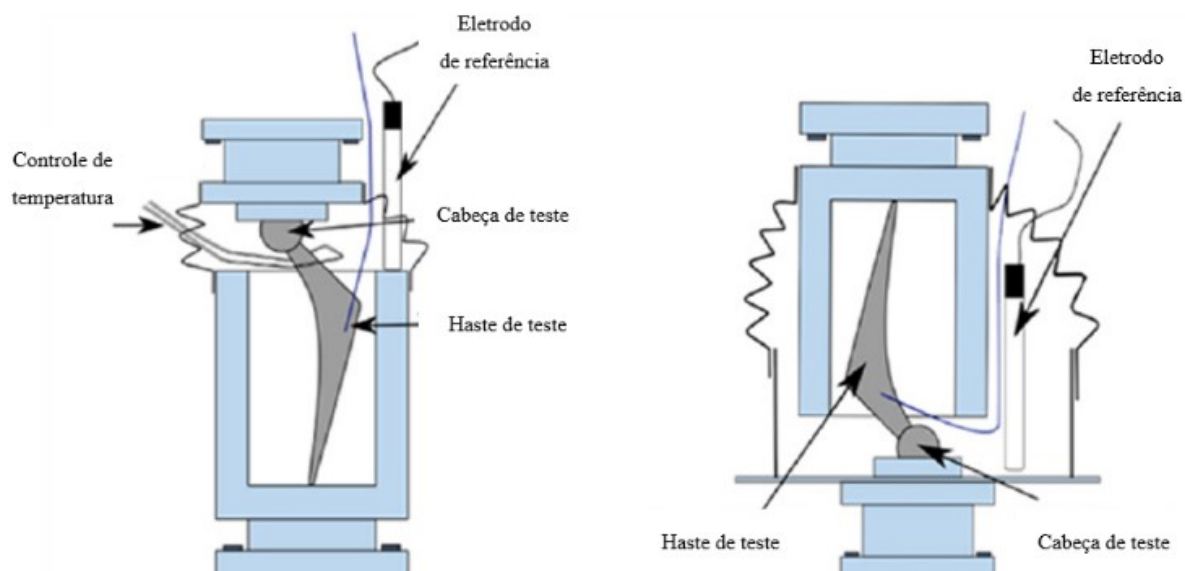
Fonte: Adaptado de Bryant *et al.* (2013a).

A norma técnica ASTM F1875 define os procedimentos para realização do ensaio de fadiga em conjunto com medições eletroquímicas. Bingley *et al.* (2018)

¹⁹ Sulfato de gentamicina é um antibiótico utilizado para tratamento de infecções causadas por bactérias.

realizaram um estudo com base nos dois métodos propostos na ASTM F1875 referente ao posicionamento da haste (Figura 31). Nesta pesquisa buscou-se avaliar o efeito do posicionamento da haste (vertical ou invertida) no processo de degradação por *fretting-corrosion* na superfície de contato entre a haste e a cabeça femoral. A maior perda de massa foi obtida para a haste na posição invertida, e o mecanismo de *imprinting* somente foi detectado nesta posição, o que também é observado em análise de explantes (BINGLEY *et al.*, 2018).

Figura 31 - Ilustração da orientação da haste conforme recomendado pela norma ASTM F1875, sendo: (a) método I – vertical, (b) método II - invertida.



Fonte: Adaptado de Bingley *et al.* (2018).

A frequência do ensaio tende a afetar a taxa de desgaste na superfície, levando a mudança do potencial catódico e aumento da taxa de corrosão (SWAMINATHAN; GILBERT, 2013). Diversos autores realizaram o ensaio de fadiga em meio corrosivo com frequências de 1 Hz a 15 Hz (BAXMANN *et al.*, 2017; BRYANT, 2013; VICECONTI *et al.*, 1996). Os ensaios com frequência superiores a 10Hz reduzem periodicamente a frequência à 1 Hz, afim de simular o efeito da alteração da frequência que ocorre em casos *in vivo*, sem prejudicar o processo de repassivação da liga (BAXMANN *et al.*, 2017; VICECONTI *et al.*, 1996).

2.5.2 Análise qualitativa da severidade do mecanismo de *fretting-corrosion*

Após os ensaios de fadiga em meio corrosivo as duas superfícies de contato, haste-cabeça e haste-cimento, podem ser analisadas. As análises dessas superfícies de contato são realizadas empregando equipamentos óticos para determinação da severidade de *fretting* e corrosão de acordo com determinados critérios.

A aplicação do método de Goldberg é uma das análises atuais mais utilizadas para classificação da severidade de *fretting-corrosion* da superfície de contato haste-cabeça de explantes (BAXMANN *et al.*, 2017; DE MARTINO *et al.*, 2015; HOTH *et al.*, 2014). O método de Goldberg determina a inspeção visual das superfícies que estavam em contato entre a haste e a cabeça femoral, de forma a quantificar separadamente o dano causado pela corrosão e pelo desgaste gerado pela micromovimentação entre estas superfícies (GOLDBERG, *et al.*, 2002). Goldberg *et al.* (2002) dividiram os graus ou severidades de corrosão em quatro níveis (Tabela 2).

Tabela 2 - Critério de Goldberg para classificação da severidade de corrosão e desgaste da superfície de contato haste-cabeça.

Classificação	Severidade	Tipo	Critério
1	Nenhum	Corrosão	Nenhum tipo de corrosão identificado
		<i>Fretting</i>	Nenhum tipo de desgaste identificado
2	Suave	Corrosão	< 30% da superfície descolorida ou fosca
		<i>Fretting</i>	Uma ou mais bandas com marcas de desgaste que envolvam no máximo três linhas de usinagem na superfície
3	Moderado	Corrosão	> 30% da superfície descolorida ou fosca < 10% da superfície contendo partículas pretas, pites ou marcas de ataque corrosivo
		<i>Fretting</i>	Uma ou mais bandas com marcas de desgaste envolvendo mais de três linhas de usinagem na superfície
4	Severo	Corrosão	> 10% da superfície contendo partículas pretas, pites ou marcas de ataque corrosivo
		<i>Fretting</i>	Muitas bandas com marcas de desgaste envolvendo várias marcas de usinagem adjacentes ou áreas deformadas com marcas de desgaste

Fonte: Adaptado de Goldberg *et al.* (2002)

Os critérios de Goldberg normalmente são empregados para avaliação do cone da haste e da cavidade da cabeça. Bryant *et al.*, (2013) desenvolveram um novo

método para avaliação do *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cimento, classificando o desgaste e corrosão de forma conjunta, de acordo com área afetada. Diferentemente do método de Goldberg, os critérios propostos por Bryant não separam o dano causado por *fretting* e corrosão. Adicionalmente, Bryant define critérios quantitativos para determinação do grau de severidade. Os critérios para classificação da severidade de *fretting-corrosion* estão descritos na Tabela 3.

Tabela 3 - Critério de Bryant para classificação da severidade de *fretting-corrosion* da superfície de contato haste-cimento.

Classificação	Severidade	Observações	Área afetada
1	Baixo	Suave marcação da superfície	Menos de 10% da região cimentada afetada por corrosão e/ou desgaste.
2	Baixo-moderado	Superfície marcada ou fosca	Entre 10% e 25% da região cimentada afetada por corrosão e/ou desgaste.
3	Moderado	Superfície com indicação de abrasão e/ou corrosão. Indicação de partículas de óxido pretos.	Entre 25% e 50% da região cimentada afetada por corrosão e/ou desgaste.
4	Moderado-elevado	Pites e marcas profundas na superfície. Indicação de partículas de óxido pretos.	Entre 50% e 75% da região cimentada afetada por corrosão e/ou desgaste.
5	Elevado	Superfície severamente danificada e com partículas de corrosão. Indicação de partículas de óxido pretos.	Mais de 75% da região cimentada afetada severamente por corrosão e/ou desgaste.

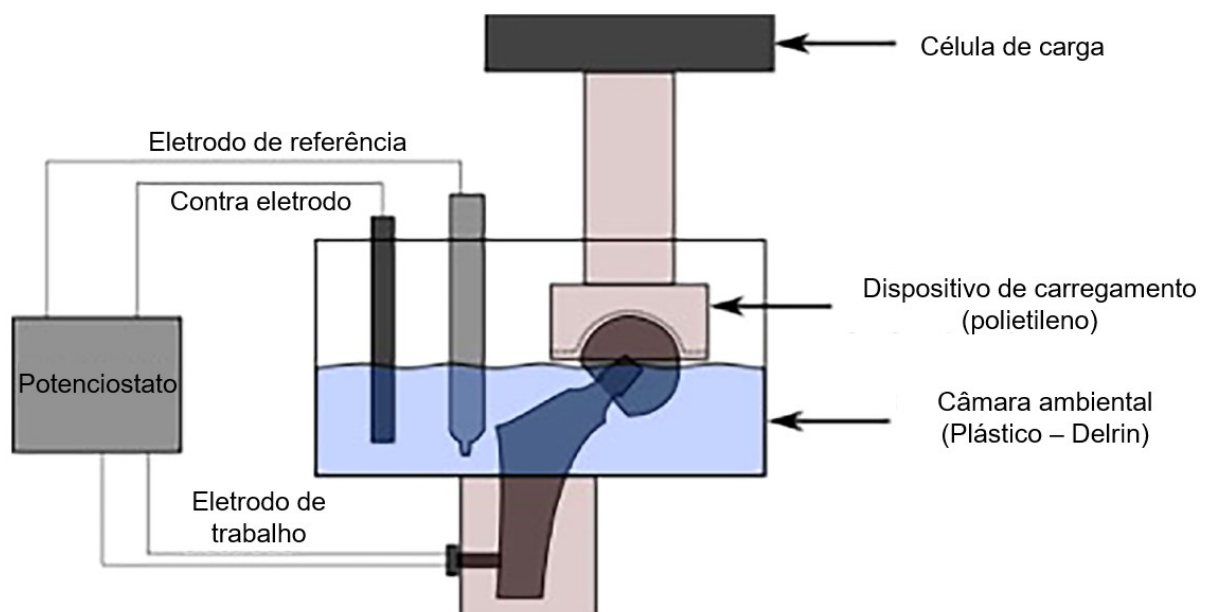
Fonte: Adaptado de Bryant *et al.* (2013c).

2.5.3 Análise eletroquímica do efeito do mecanismo de *fretting-corrosion*

A análise eletroquímica passou a ser adotada como uma ferramenta que possibilita uma resposta rápida sobre o efeito de alterações do projeto do implante sobre a degradação gerada pelo mecanismo de *fretting-corrosion* (ASTM F1875, 2014). Essa técnica é indicada pela norma ASTM F1875 para avaliar o efeito de *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cabeça, excluindo os potenciais efeitos sobre a superfície de contato haste-cimento.

O sistema para mensuração eletroquímica é composto por três eletrodos (Figura 32): eletrodo de trabalho, o próprio implante; eletrodo de referência, normalmente Ag/AgCl ou calomelano; e o contra eletrodo, preferencialmente com composição química similar ao implante estudado. O eletrodo de referência promove um potencial estável, permitindo assim a mensuração de variações do potencial de corrosão do implante ao longo do ensaio. O contra eletrodo é utilizado para simular a área de superfície da haste femoral e recomenda-se que possua a mesma composição química deste (ASTM F1875, 2014). A diferença de corrente, medida durante o carregamento cíclico, representa a corrente de *fretting-corrosion* fluindo entre o implante, ânodo, e o contra eletrodo, cátodo.

Figura 32 – ilustração do sistema para mensuração do potencial (V) e corrente elétrica (A).

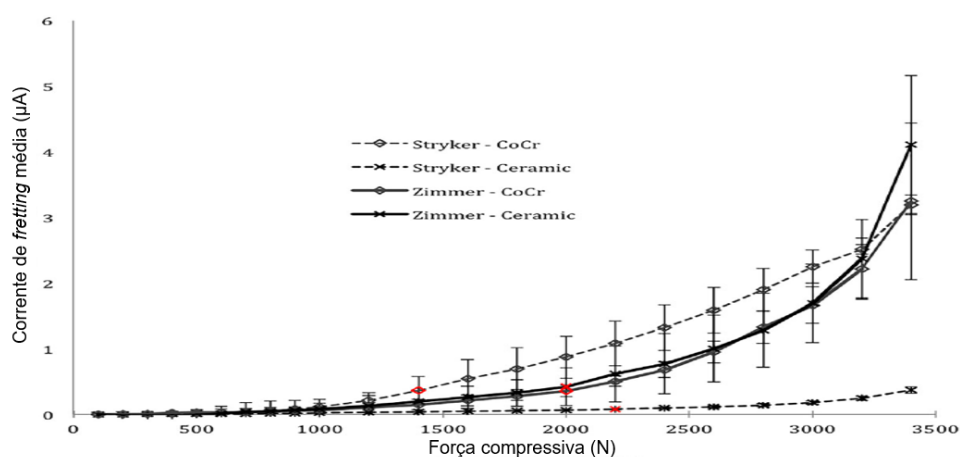


Fonte: Adaptado de Rowan *et al.* (2018).

Goldberg e Gilbert (2003) e Rowan *et al.* (2018) avaliaram o efeito da combinação de materiais para o cone da haste e para a cabeça femoral. Para uma aplicação de carga cíclica de 3200 N, o par de cobalto-cromo (CoCr) apresentava uma corrente de 2,68 a 5,06 μA , e o par de liga de titânio (Ti) e cobalto-cromo uma corrente de 3,5 a 7,06 μA (GOLDBERG; GILBERT, 2003). No caso de Rowan *et al.* (2018) para um carregamento cíclico de 3400 N, a corrente de *fretting* foi de cerca de 3,2 μA para uma combinação de cabeça e haste de CoCr tanto para o fabricante Zimmer (Warsaw,

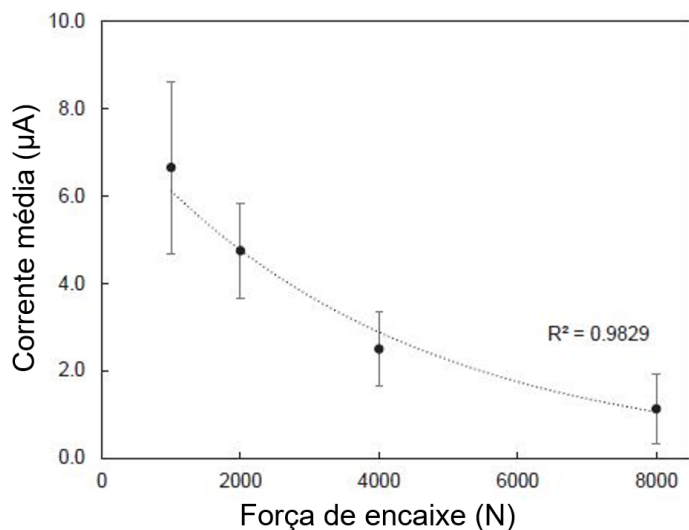
EUA) quanto para o fabricante Stryker (Kalamazoo, EUA). Ao utilizarem cabeças cerâmicas, o resultado passou a ser diferente e oposto entre os fabricantes, o par da Zimmer teve um aumento da corrente para 4 μA , enquanto que o par da Stryker teve uma redução da corrente para menos de 0,5 μA (Figura 33). A razão para esse resultado contraditório, tendo em vista que são duas combinações com o mesmo material, não foi explicada pelos autores. Rowan et al. (2018) ressaltam que outros fatores, como aspectos dimensionais, também influenciam na resistência a degradação por *fretting-corrosion*.

Figura 33 – Efeito da combinação de material do par cabeça/haste na corrente de *fretting*.



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

Ouellette et al. (2019) utilizaram o teste de *fretting-corrosion* para avaliar a variação da corrente de *fretting* em função da variação de parâmetros dimensionais, acabamento de superfície, força de encaixe e material do par. A força de encaixe e o *off-set* da cabeça, bem como a combinação de ambos, foram os parâmetros que mais afetaram a corrente de *fretting*. Aplicando um carregamento cíclico de 4000 N, a corrente de *fretting* reduziu de cerca de 7,0 μA para 2,5 μA , ao utilizar uma força de encaixe de 1000 N e 4000 N, respectivamente. O efeito da força de encaixe também foi relatado por (PIERRE et al., 2018) como um parâmetro importante, por reduzir de forma parabólica a corrente de *fretting* de 6,5 μA para 1,2 μA utilizando uma força de encaixe de 1000 N e 8000 N, respectivamente (Figura 34).

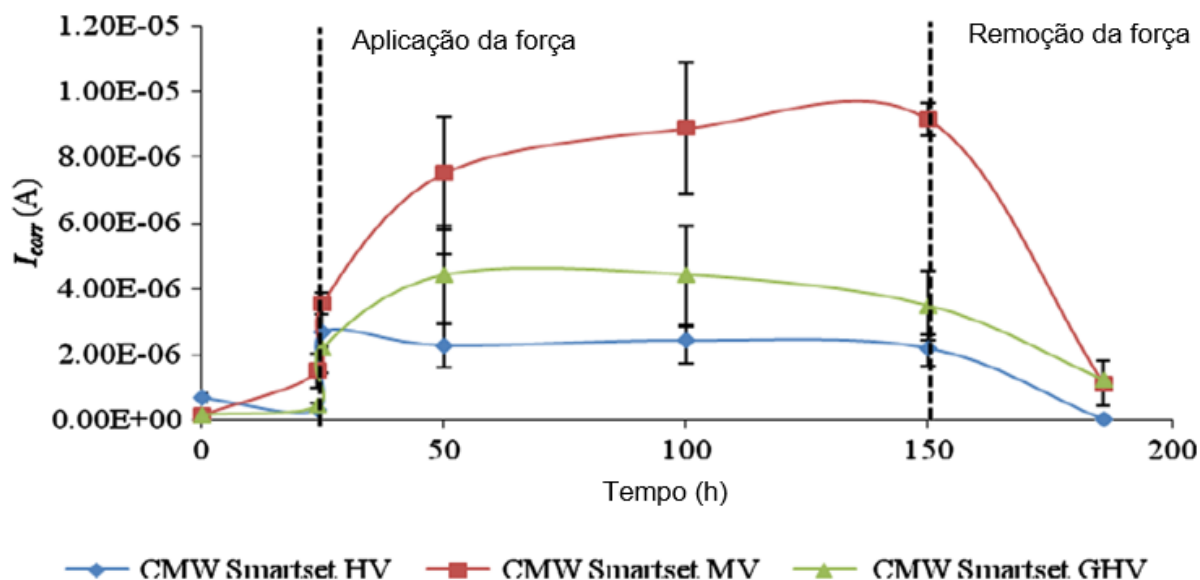
Figura 34 – Efeito da força de encaixe sobre a corrente de *fretting*.

Fonte: Adaptado de Pierre *et al.* (2018).

Apesar da norma ASTM F1875 não contemplar o estudo de *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cimento, o método eletroquímico também é aplicável para essa superfície de contato.

Bryant *et al.* (2013b) avaliaram o efeito de aditivos do cimento ósseo na corrente de corrosão ao longo do carregamento cíclico (Figura 35). O emprego de cimento ósseo com dióxido de zircônio (ZrO_2), elemento radiopacificador, gera uma corrente de 2 μA que praticamente se mantém estável por todo o ensaio. Ao empregar o sulfato de bário ($BaSO_4$) como elemento radiopacificador, a corrente aumenta gradualmente de 4 μA até 8 μA ao final do ensaio. Por outro lado, ao utilizar o cimento ósseo com dióxido de zircônio em conjunto com o sulfato de gentamicina, ocorre uma redução da corrente de *fretting* inicialmente para cerca de 2 μA , aumentando até 4 μA em 100 mil ciclos e reduzindo até 3 μA em 500 mil ciclos.

Figura 35 – Efeito do elemento radiopacificador e antibiótico na corrente de *fretting* da superfície de contato haste/cimento. CMW Smartset HV, cimento com adição de dióxido de zircônio; CMW Smartset MV, cimento com adição de sulfato de bário; CMW Smartset GHV, cimento com adição de dióxido de zircônio com sulfato de gentamicina.



Fonte: Adaptado de Bryant *et al.* (2013b).

A partir da mensuração da corrente de *fretting* é possível quantificar a perda de massa por corrosão, aplicando a lei de Faraday. A primeira lei de Faraday diz que a quantidade de qualquer substância depositada, envolvida ou dissolvida em um eletrodo é diretamente proporcional à quantidade de carga elétrica que passa pelo circuito (BRYANT, 2013). A segunda lei de Faraday informa que a massa de diferentes substâncias produzidas pela mesma quantidade de eletricidade é diretamente proporcional ao número de elétrons de valência (BRYANT, 2013).

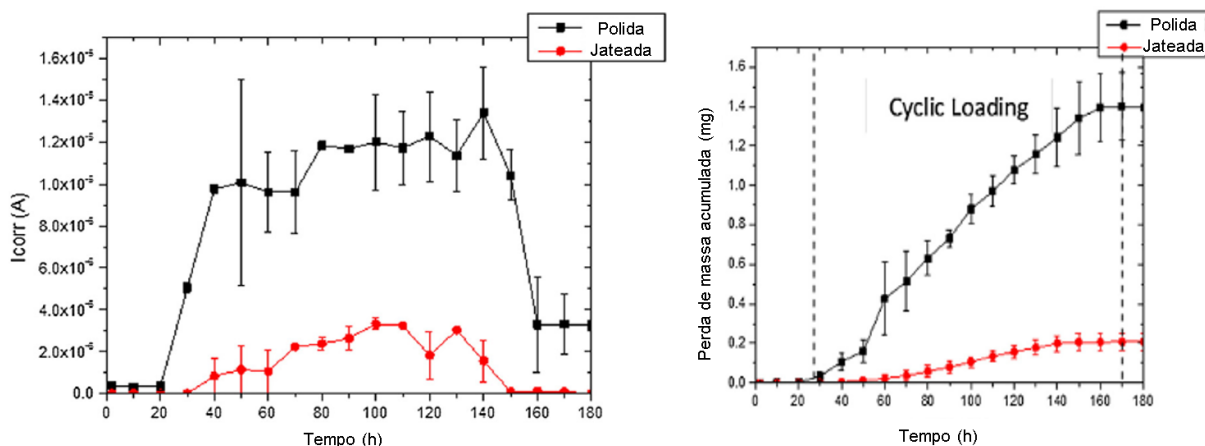
O cálculo da perda de massa é feito através da integral da corrente de corrosão (I_{cor}) em função do tempo, multiplicado pelo peso molecular da liga e dividido pela quantidade relativa de elétrons de valência do material e pela constante de Faraday, conforme a Equação 1.

$$m = \frac{M}{F \cdot n} \int_0^t I_{cor} dt \quad (1)$$

Onde t o tempo de ensaio (s); I_{corr} a corrente de corrosão (A); M a massa molecular equivalente da liga (gmol^{-1}), n o número de elétrons livres equivalente da liga; F a constante de Faraday igual a $96,485$ (Cmol^{-1}).

Bryant *et al.* (2016) estudaram o efeito sobre a corrente de *fretting* e perda de massa do corpo de hastes polidas e jateadas com pó composto por óxido de silício, sódio, cálcio, magnésio e alumínio. O cimento ósseo utilizado continha sulfato de bário e o ensaio foi realizado até 170 horas (aproximadamente 500 mil ciclos). O carregamento mecânico começou a ser aplicado após 24 horas, a partir disso a haste polida apresentava uma corrente de *fretting* entre 10 e 13 μA , enquanto que a haste jateada apresentava uma corrente de 1 a 3 μA (Figura 36). A perda de massa da haste polida também foi superior às hastes jateadas durante todo o ensaio, obtendo ao final do ensaio uma perda de massa acumulada de 1,4 e 0,2 mg para as hastes polidas e jateadas, respectivamente. Bryant *et al.* (2016) atribuíram a redução da corrente e perda de massa a formação de uma camada protetora de óxido de silício decorrente do processo de jateamento.

Figura 36 – Efeito do acabamento de superfície do corpo da haste na corrente de *fretting* e perda de massa da do corpo da haste.



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

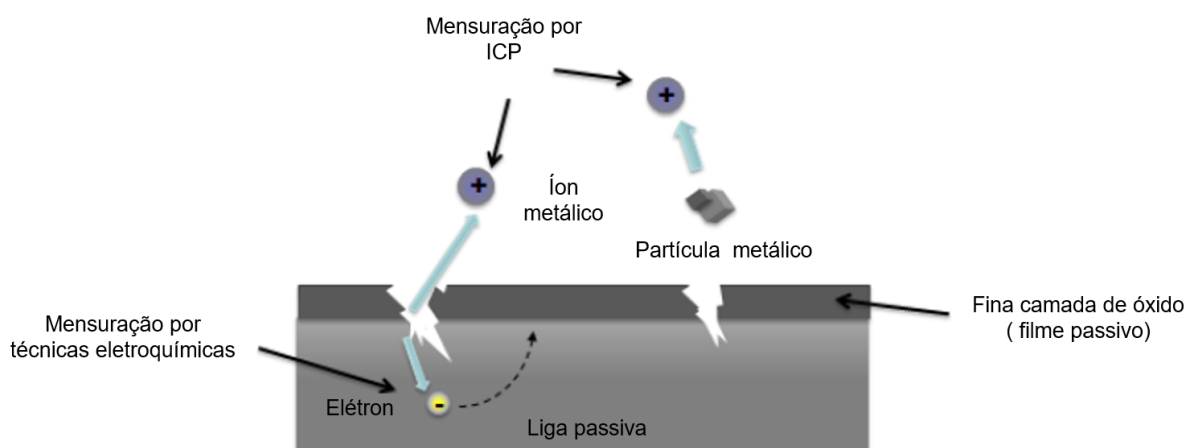
2.5.4 Análise quantitativa de íons

A quantificação de íons normalmente é realizada através de duas técnicas: espectrometria de massa com plasma indutivamente acoplado (ISO 17294) e

espectrometria de emissão óptica com plasma indutivamente acoplado (ISO 11885). Esta técnica permite a mensuração de determinados íons ou da quantidade total de íons presente na solução.

A quantificação de massa pelo método eletroquímico mensura o desgaste acelerado pela corrosão e a oxidação pura do metal, porém sem mensurar os íons liberados pela dissolução de partículas metálicas (BRYANT, 2013). A quantificação de íons é necessária para identificar os íons liberado tanto pela corrosão quanto pela dissolução das partículas (Figura 37).

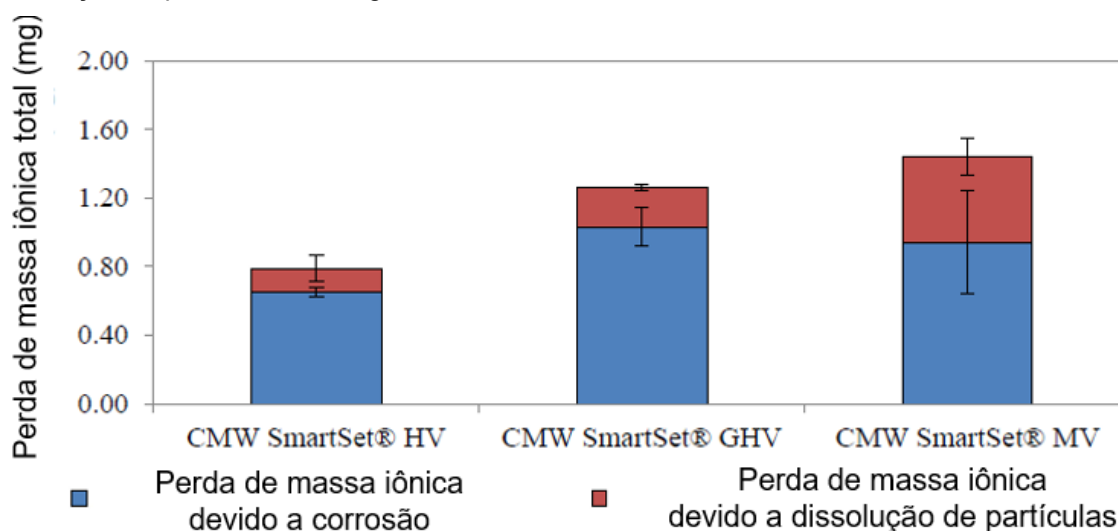
Figura 37 – Ilustração dos íons mensurados pelo método eletroquímico e por quantificação de íons.



Fonte: Adaptado de Bryant (2013).

Bryant (2013) utilizou o método eletroquímico em conjunto com a análise de íons para quantificar a real perda de massa dos implantes quando combinados com o cimento ósseo com dióxido de zircônio (HV), dióxido de zircônio com sulfato de gentamicina (GHV) e sulfato de bário (MV). O cimento com dióxido de zircônio apresenta a menor perda de massa, enquanto que o cimento com sulfato de bário possui uma menor perda por corrosão do que o cimento com gentamicina, contudo possui uma maior liberação de partículas de desgaste, fazendo com que a perda de massa total seja superior a todos os cimentos estudados (Figura 38). Bryant (2013) constatou que o emprego de sulfato de bário no cimento além de aumentar a corrosão pura e mecanicamente assistida, também promove uma maior liberação de partículas que induz ao aumento de íons totais na solução.

Figura 38 – Contribuição da perda de massa da superfície de contato haste-cimento por corrosão e dissolução de partículas de desgaste.



Fonte: Adaptado de Bryant (2013).

O trabalho desenvolvido por Baxmann *et al.* (2017) buscou identificar o efeito da modularidade da haste e das combinações de materiais sobre a liberação de íons. As conclusões que Baxmann *et al.* (2017) obtiveram foram: a combinação de uma haste monobloco com cabeça femoral cerâmica gera a menor quantidade de íons; a utilização de cabeças cerâmicas reduz a quantidade de íons liberados tanto para hastes monoblocos quanto para hastes modulares; a combinação de haste modular e cabeça femoral de CoCr gerou a maior quantidade de íons, porém sem uma diferença significativa em relação a haste monobloco.

A quantificação de íons também é útil para identificar o íon gerado e o estado de valência desses íons. A liberação de íons como níquel, cobalto e cromo, principalmente o hexavalente, podem induzir reações teciduais adversas (DÍAZ *et al.*, 2008; GILL *et al.*, 2012). Portanto, a quantificação de íons gera uma informação valiosa para prever se os íons liberados podem induzir reações adversas.

2.5.5 Caracterização de partículas metálicas

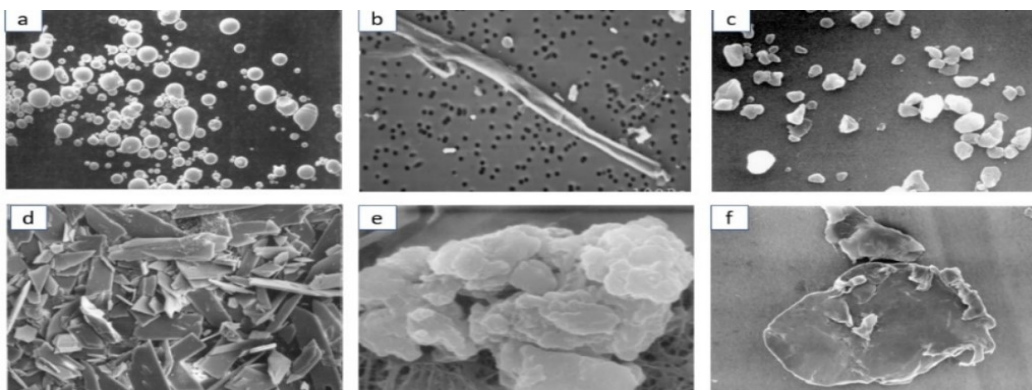
A norma ISO 17853 define os procedimentos para isolamento e caracterização de partículas tanto para análise de explantes quanto para análise de implantes. A caracterização de partículas é útil para identificar potenciais reações

biológicas às partículas de desgaste, gerando informações relevantes em relação as características do desgaste e performance dos implantes. A partir da aplicação dessa técnica é possível identificar a origem das partículas metálicas, sendo que partículas nanométricas geralmente são provenientes do desgaste da superfície de contato cabeça-acetábulo, enquanto que o desgaste de superfícies não articuladas, superfície de contato haste-cabeça e haste-cimento, geram partículas micrométricas (TOPOLOVEC *et al.*, 2013).

Lee *et al.* (1992) analisaram as partículas metálicas presentes em tecidos na revisão de ATQ, identificando uma similaridade de tamanho entre as partículas de aço inoxidável, cobalto-cromo e de ligas de titânio, com uma predominância de tamanho variando de 0,36 a 1,79 μm para as partículas. Urban, Gilbert e Jacobs (2005) identificaram partículas de óxido de titânio entre 0,01 a 200 μm aderidas na superfície da haste. Para Solis-Arrieta, León-Hernández e Villegas-Castrejón (2012) a maioria das partículas metálicas que se desprendem do tecido periprotético tiveram tamanho de 0,2 a 10 μm . Topolovec *et al.* (2013) identificaram partículas com tamanhos entre 1,9 a 13,7 μm de aço inoxidável, entre 1,9 a 5,4 μm para liga de CoCr e entre 0,4 a 17,3 μm para liga de titânio.

A morfologia da partícula também pode afetar a resposta biológica. A norma ASTM F1877 determina a nomenclatura das partículas de acordo com a morfologia, dividindo em: esférica ou esferoidal, granular irregular, globular, flocos, fibrilares, *sharps* ou *shard* (Figura 39). Dentro desses grupos, ainda existem subgrupos referentes ao tamanho, rugosidade, angulação, porosidade, entre outros.

Figura 39 - Morfologias de partículas segundo a ASTM F1877. a) esférica ou esferoidal, b) fibrilar, c) granular, d) *shards* ou *sharps*, e) globular e f) flocos.



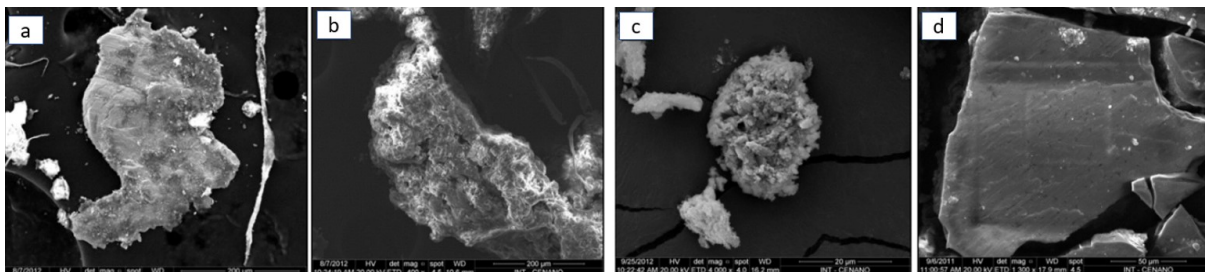
Fonte: Adaptado da norma ASTM F1877.

Lee *et al.* (1992) identificaram em tecidos partículas predominantemente arredondadas, para as ligas de cobalto-cromo-molibdênio (CoCrMo) e aço inoxidável, e *shards*, para as ligas de titânio. Urban, Gilbert e Jacobs (2005) identificaram numerosas partículas com formato granulares e agulhas obtidas em tecidos de explantes de hastes modulares de ligas de titânio. Topolovec *et al.* (2013) constaram que partículas submicrométricas tendem a aglomerar e as partículas micrométricas apresentavam morfologia de flocos e globular conformado.

Em ensaios de desgaste do par cabeça-acetábulo de metal-metal foram identificadas partículas metálicas com tamanho médio dentro de uma faixa de 6 nm a 146 nm, sendo majoritariamente compostas por partículas arredondadas e irregulares (BROWN *et al.*, 2007). Em um estudo de *fretting-corrosion* de hastes de quadril foram identificadas partículas de aço inoxidável e Ti6Al4V entre 17 μm a 444 μm de diferentes morfologias, do tipo: flocos lisos e rugosos, aglomerados, globulares e granulares (DOS SANTOS *et al.*, 2016).

Na Figura 40 podem ser visualizados alguns formatos de partículas identificadas em ensaios *in vitro*. Partículas grandes, com morfologias irregulares e com composição química semelhante ao implante podem ser consideradas como resultado de um desgaste abrasivo severo, enquanto que partículas globulares pequenas podem ser consideradas como resultado da remoção contínua da camada passiva do implante (DOS SANTOS *et al.*, 2016).

Figura 40 – Partículas obtidas no ensaio de fadiga em meio corrosivo. a) Flocos lisos, b) flocos rugosos, c) aglomerado globular e d) granular irregular.

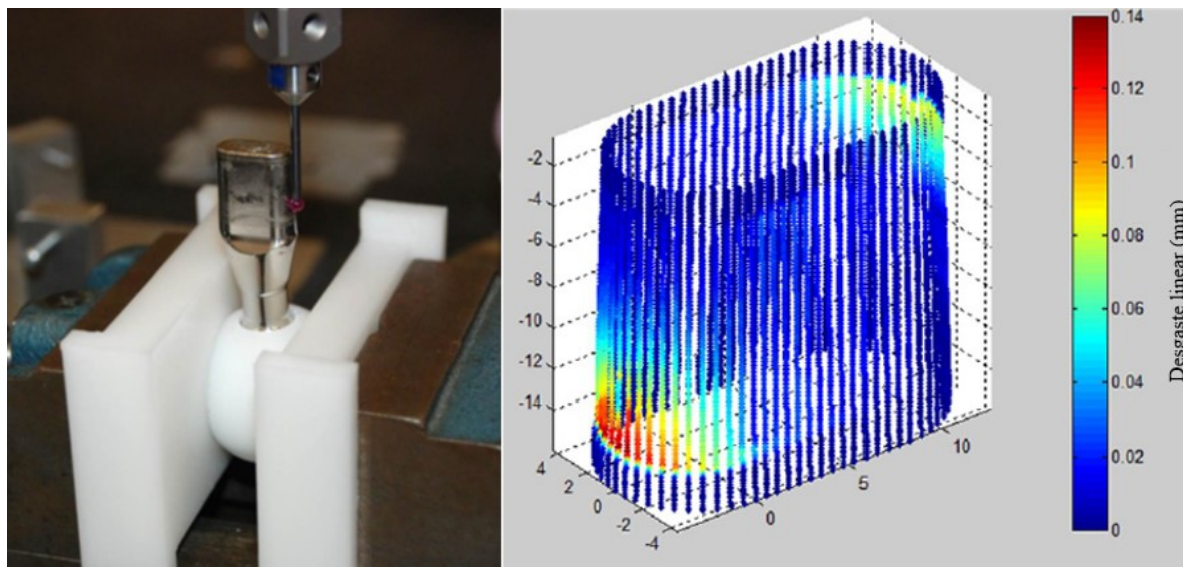


Fonte: Adaptado de dos Santos *et al.* (2016).

2.5.6 Análise de desgaste linear/volumétrico

A análise de desgaste linear/volumétrico para as pesquisas de *fretting-corrosion* geralmente é excetuada por meio de uma máquina de medição de coordenadas, onde o apalpador percorre trajetórias circulares igualmente espaçadas por toda a superfície de interesse, obtendo assim uma nuvem de pontos de toda a superfície (MATTHIES *et al.*, 2013). Através da mesma técnica, outra alternativa é a análise a partir de trajetórias verticais, com o apalpador por toda a superfície de interesse, dessa forma a técnica não se limita a corpos cilíndricos, cônicos ou esféricos (VAN CITTERS; ASSAEL; CURRIER, 2015). Posteriormente, a nuvem de pontos obtida é projetada em relação a um modelo CAD com dimensões originais, obtendo-se assim um mapa de cores que indica o desgaste linear do componente (Figura 41).

Figura 41 – Ilustração do método de medição e da nuvem de pontos.



Fonte: Adaptado de Van Citters, Assael e Currier (2015).

Utilizando esta técnica, Langton *et al.* (2012) quantificaram a perda de massa da superfície de contato haste-cabeça de 48 explantes de Ti6Al4V/CoCr, obtendo um desgaste linear máximo de 10 μm e uma taxa de perda de massa de 2,32 mm^3/ano (0,46 a 82,5 mm^3/ano). Matthies *et al.* (2013) avaliaram a superfície de contato haste-cabeça de explantes de Ti6Al4V/CoCr e CoCr/CoCr, obtendo uma taxa de perda de massa entre 0,00 a 4,29 mm^3/ano (média de 0,08 mm^3/ano) e entre 0,00 a 25,19 mm^3/ano (média de 0,54 mm^3/ano) dos cones da haste e da cabeça, respectivamente. Para Matthies *et al.* (2013) a perda de massa da superfície de contato haste-cabeça ocorreu predominantemente por corrosão do cone da cabeça, com uma média de perda de massa de 4,18 mm^3 (0,00 a 25,19 mm^3) para casos com pseudotumores e 2,51 mm^3 (0,00 a 10,35 mm^3) para casos sem pseudotumores.

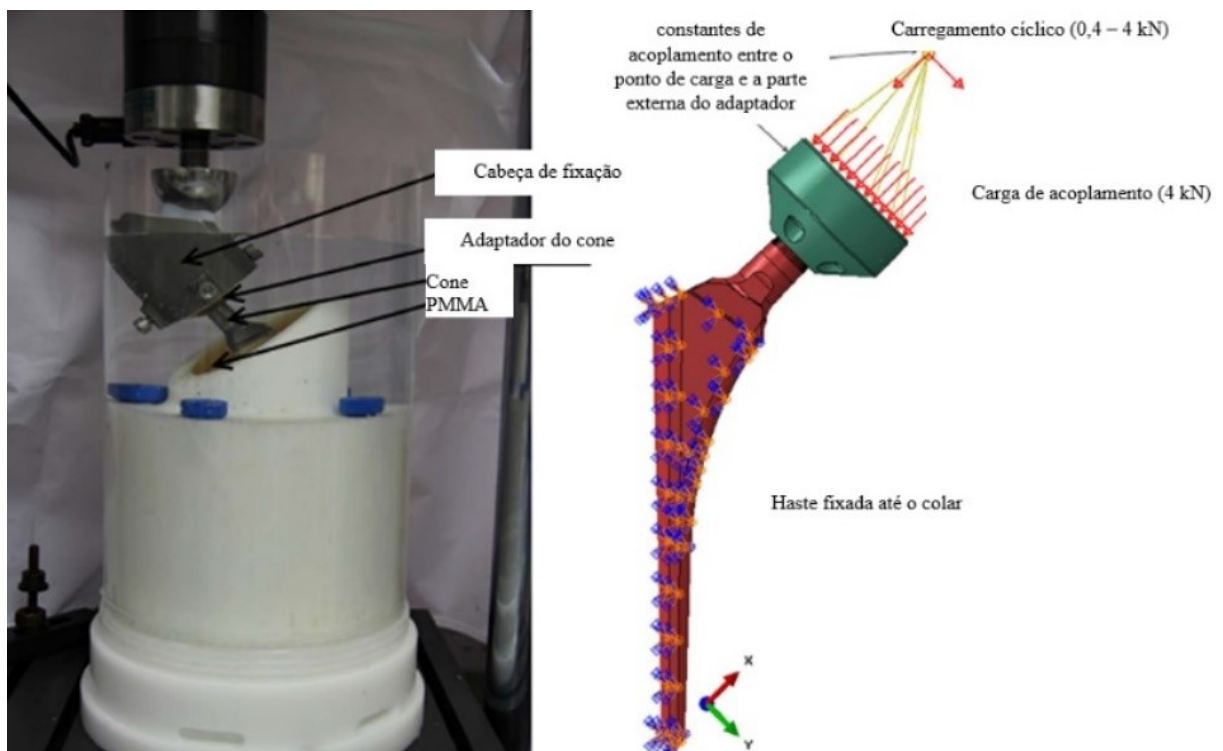
2.5.7 Análise numérica de *fretting-corrosion*

As análises via método dos elementos finitos (FEA – *Finite Element Analysis*) constituem uma ferramenta amplamente utilizada para simular o efeito de diversos parâmetros no *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cabeça. Muitos autores utilizam essa técnica para determinar a tensão de contato e micromovimentos, pois possuem relação direta com o desgaste por *fretting-corrosion*. Outros estimam o

desgaste volumétrico diretamente através de FEA, porém isto gera um maior custo computacional.

Bitter *et al.* (2017) tentaram desenvolver um modelo FEA que previsse a degradação da superfície de contato haste-cabeça similar ao obtido experimentalmente (Figura 42). O desgaste volumétrico calculado via FEA foi significativamente diferente do valor mensurado experimentalmente. A não utilização de uma malha adaptativa na superfície de contato haste-cabeça foi considerada um fator limitante para calcular a remoção do material ao longo do tempo (BITTER *et al.*, 2017). Essa hipótese foi comprovada pelo autor em 2018, onde ao empregar uma malha adaptativa, os valores de desgaste volumétrico através de FEA coincidiram com os resultados experimentais (BITTER *et al.*, 2018).

Figura 42 – Aparato experimental a esquerda e modelo empregado no FEA.

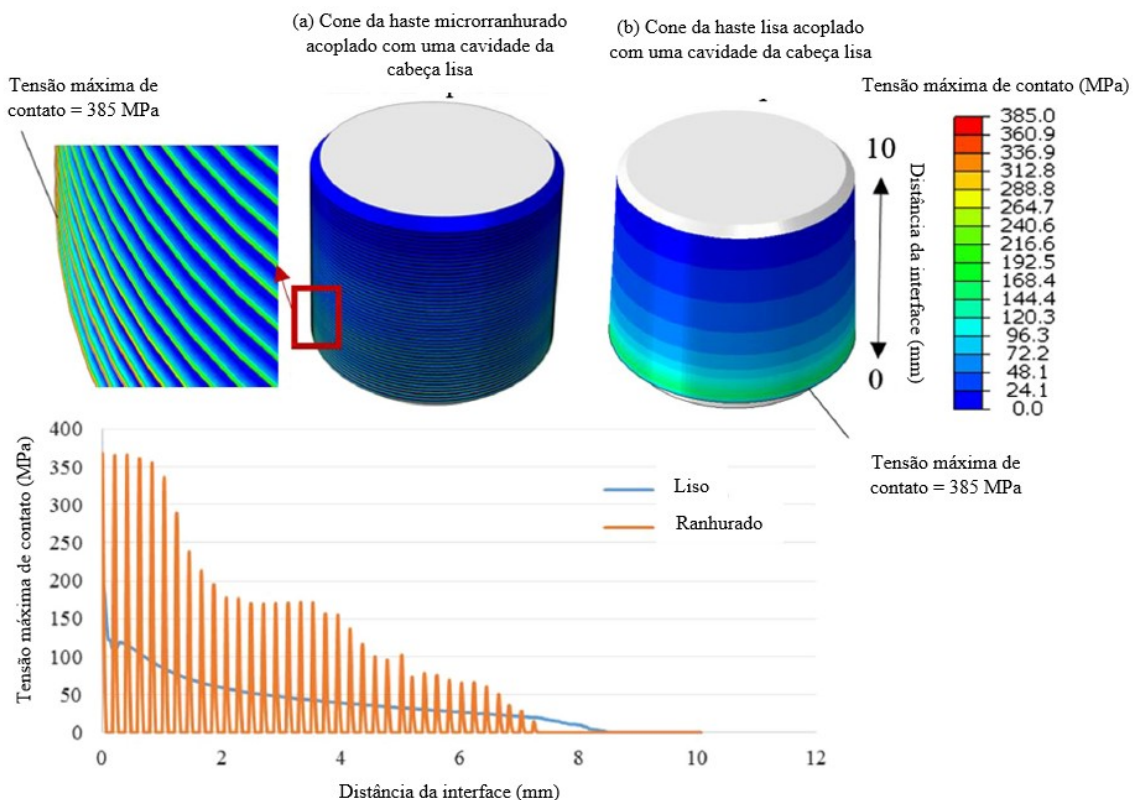


Fonte: Adaptado de Bitter *et al.* (2018).

No estudo realizado por Ashkanfar, Langton e Joyce (2017) verificou-se a influência do acabamento de superfície do cone da haste, microrranhurado e polido, comparando os resultados de desgaste volumétrico de FEA e dos ensaios experimentais. O coeficiente de atrito foi o mesmo para ambos os cones, porém a

malha na superfície de contato haste-cabeça foi altamente refinada, com tamanho de elemento de 0,012 mm, compostas por elementos bilineares hexaédricos. A utilização de hastes com cones microrranhurados induziram maiores tensões de contato em comparação com cones polidos (Figura 43). O estudo concluiu que cones de hastes polidos são mais indicados para obter um menor desgaste na superfície de contato haste-cabeça (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b).

Figura 43 – Tensão de contato nos cones da haste através do MEF.



Fonte: Adaptado de Ashkanfar, Langton e Joyce (2017).

Dyrkacz *et al.* (2014) buscaram identificar os parâmetros que influenciavam a micromovimentação e tensão de contato entre a cabeça e a haste femoral, utilizando exclusivamente FEA. Foram avaliados o efeito do diâmetro da cabeça, combinação de materiais, força de encaixe, diâmetro do cone, entre outros (DYRKACZ *et al.*, 2014). Algumas das conclusões do trabalho de Dyrkacz *et al.* (2014) foram:

- O aumento do diâmetro da cabeça de 28 para 44 mm induz uma maior tensão de contato e maior micromovimentação;

- Cabeças femorais de liga de CoCrMo obtiveram maior micromovimento quando conectados às hastes de liga de Ti6Al4V em comparação com a haste de CoCrMo;
- O aumento da força de encaixe de 500 para 6000 N reduz a micromovimentação durante a aplicação do carregamento cíclico compressivo;
- O aumento do diâmetro do cone de 10/12 a 14/16 mm reduz a micromovimentação;
- Maiores micromovimentações ocorrem quando o centro da cabeça femoral está numa posição distal em relação ao centro do cone da haste.

Donaldson, Coburn e Siegel (2014) propuseram à combinação da micromovimentação e tensão de contato, obtidos numericamente, para cálculo do *fretting work* que é diretamente proporcional a estimativa de desgaste linear. *Fretting work* é calculado em cada elemento de contato como o produto entre o coeficiente de atrito, micromovimentação e pressão de contato (DONALDSON; COBURN; SIEGEL, 2014). A partir do cálculo do *fretting work*, estes pesquisadores constaram que a escolha de uma menor diferença de conicidade, tolerância angular e *offset* dos cones das cabeças e hastes podem ser suficientes para prevenir um desgaste por *fretting* excessivo e corrosão da superfície de contato.

Em relação a superfície de contato haste-cimento, as análises numéricas geralmente visam mensurar a micromovimentação entre a haste e o cimento, visto que há uma correlação deste parâmetro com o aumento do desgaste por *fretting* (BLUNT et al., 2009; VICECONTI et al., 2000).

Viceconti *et al.* (2000) verificaram que a análise de elementos finitos é uma técnica suficientemente precisa para prever a estabilidade primária das próteses de quadril, em função da mensuração da micromovimentação. A micromovimentação experimental variou entre 3 a 45 μm , dependendo da região analisada, e os valores numéricos para a análise sem atrito foram de 53 a 93 μm e para análise com atrito foi de 10 a 14 μm (VICECONTI *et al.*, 2000).

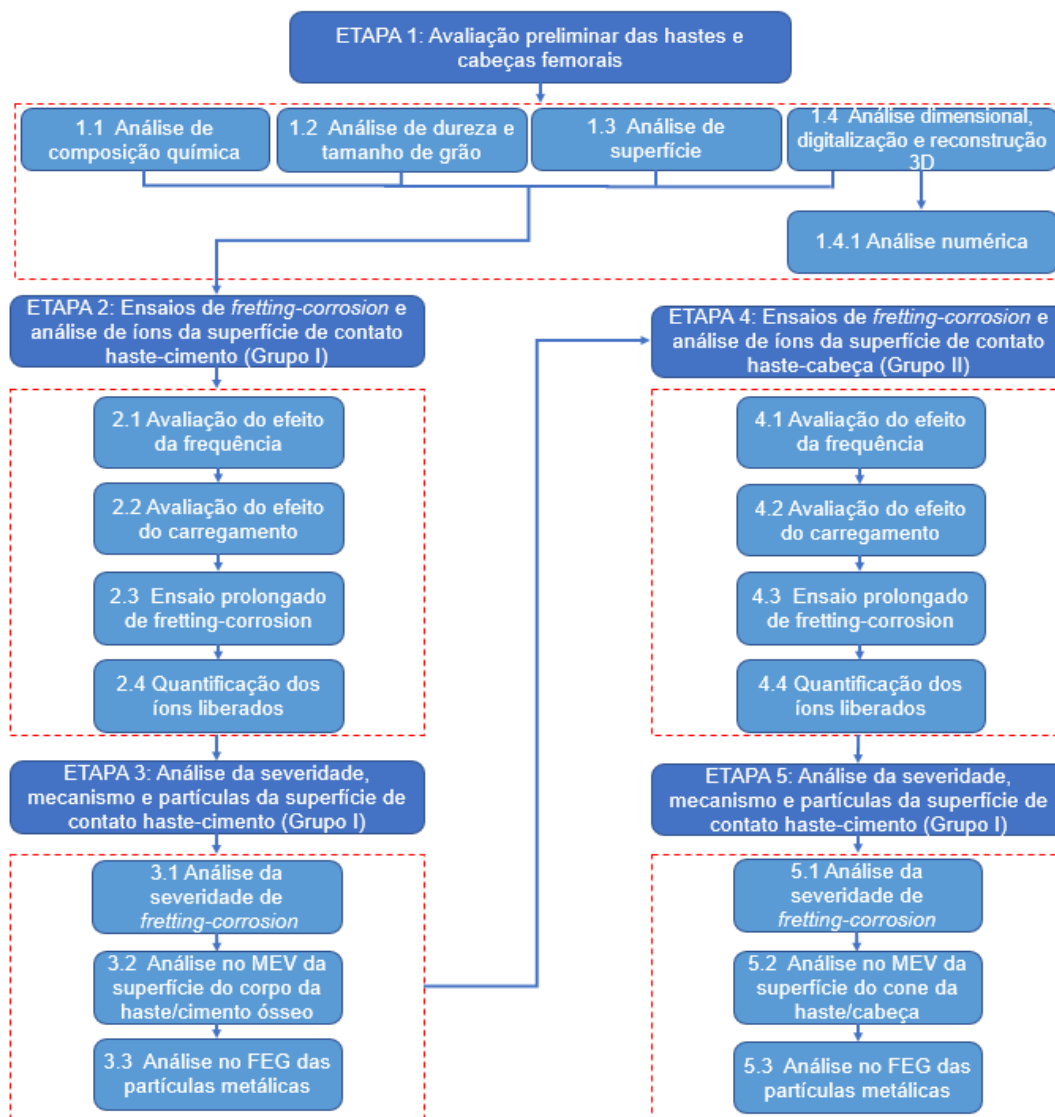
Blunt *et al.* (2009) avaliaram o efeito do tamanho dos microporos, normalmente formados durante o processo de cimentação e micromovimentação da

superfície de contato haste-cimento. O aumento do tamanho de poro de 0,2 mm para 0,4 mm gera um aumento do valor máximo de micromovimentação de 11,73 μm para 14,08 μm . Com isso, o aumento do tamanho do microporo pode induzir um maior desgaste por fretting, visto que o desgaste é iniciado nas bordas dos poros (BLUNT et al., 2009).

3 METODOLOGIA

A presente pesquisa faz parte de um projeto que objetiva avaliar próteses de quadril comercializadas no Brasil. Foram selecionadas hastes e cabeças femorais, de acordo com o modelo e material mais comercializados no país para estudo de *fretting-corrosion*. As hastes e cabeças foram divididas em grupo I (estudo da superfície de contato haste-cimento) e grupo II (estudo da superfície de contato haste-cabeça). As atividades foram divididas em cinco etapas, conforme ilustrado na Figura 44.

Figura 44 – Fluxograma das atividades.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A relevância de cada uma das etapas está descrita no item 3.1 (Estratégia Metodológica), enquanto que o procedimento para realização das análises *in vitro* e *in silico* encontra-se no item 3.2 (Procedimento Experimental).

3.1 ESTRATÉGIA METODOLÓGICA

Nos próximos itens são apresentadas a relevância de cada etapa e a correlação entre as mesmas.

3.1.1 ETAPA 1 - Avaliação preliminar das hastes e cabeças femorais

As análises de composição química das hastes e cabeças foram realizadas para calcular de forma indireta o peso molecular da liga e os elétrons de valência equivalentes, permitindo assim a aplicação da lei de Faraday para cálculo da perda de massa (BRYANT, 2013). Adicionalmente, a análise servirá para comprovar se as amostras cumprem os requisitos da norma técnica ISO 5832-1.

A análise de dureza foi utilizada para estimar as propriedades mecânicas do material das cabeças e hastes femorais, a partir da conversão dos valores para a tensão limite de escoamento e tensão limite de resistência (CASAGRANDE; CAMMAROTA; MICELE, 2011; MURAKAMI, 2002). As propriedades mecânicas calculadas a partir da dureza foram utilizadas nas análises *in silico*.

Os parâmetros de rugosidade (R_a , R_z , R_p , R_{Sm} , R_{sk} e R_{ku}) foram avaliados para qualificar o acabamento de superfície do corpo da haste e dos cones da haste e da cabeça, gerando informações que auxiliem na interpretação da degradação gerada nas superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça após o ensaio (MUNIR; WALTER; WALSH, 2015; WHITTAKER *et al.*, 2017).

Os parâmetros dimensionais (altura, comprimento, diâmetro e conicidade) foram avaliados com intuito de verificar a homogeneidade ou não entre os implantes e utilizar as informações para o procedimento de acoplamento nas análises *in silico*. Além dessas análises a haste foi digitalizada e reconstruída em 3D para realização das análises *in silico*.

Inicialmente foi realizada uma análise *in silico* para calcular a tensão máxima principal e comparar com a tensão limite de fadiga do material da haste, a fim de verificar previamente se a haste suportaria o carregamento ao longo do ensaio. Posteriormente, foram realizadas análises *in silico* para quantificar o micromovimento e a tensão de contato na superfície de contato haste-cabeça e haste-cimento, visto que ambos os resultados afetam a degradação por *fretting-corrosion* (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b; DYRKACZ et al., 2014; VICECONTI et al., 2000). As informações foram utilizadas para auxiliar na interpretação da severidade de *fretting-corrosion* presente nas etapas 2 e 4.

3.1.2 ETAPA 2 e 4- Ensaio de *fretting-corrosion* e análises complementares na superfície de contato haste-cimento (Grupo I) e haste-cabeça (Grupo II)

As hastes e cabeças femorais foram limpas e secas antes de serem acopladas para evitar a influência de qualquer tipo de contaminante na degradação gerada pelo mecanismo de *fretting-corrosion* (ILYAS et al., 2014; JAUCH-MATT; MILES; GILL, 2017).

Como a força de acoplamento influencia o mecanismo de *fretting-corrosion* na superfície de contato haste-cabeça, foi adotado uma força de acoplamento de 4000 N, conforme realizado clinicamente e recomendado por estudos prévios (ENGLISH; ASHKANFAR; ROTHWELL, 2016; JAUCH-MATT; MILES; GILL, 2017).

Como o posicionamento da haste influencia na tensão de contato e micromovimento gerado pelo carregamento mecânico, as hastes dos dois grupos foram cimentadas no mesmo nível e angulação para garantir os esforços torcionais experimentados *in vivo*, conforme recomendado pela norma ISO 7206-6 (*Implants for surgery — Partial and total hip joint prostheses — Part 6: Endurance properties testing and performance requirements of neck region of stemmed femoral components*).

Os corpos de prova do grupo I foram avaliadas com o nível de solução abaixo da superfície de contato haste-cabeça e a mesma foi selada com silicone, a fim de impedir o ingresso de solução (BRYANT, 2013). O objetivo foi permitir a degradação pelo mecanismo de *fretting-corrosion* somente da superfície de contato haste-cimento.

Os corpos de prova do grupo II foram avaliados com o nível de solução acima da superfície de contato haste-cabeça e a superfície de contato haste-cimento foi selada com silicone, a fim de impedir o ingresso de solução (BINGLEY et al., 2018; GILBERT; MEHTA; PINDER, 2009). O nível de solução foi mantido abaixo da superfície de contato cabeça-acetábulo para evitar corrosão mecanicamente assistida da cabeça. O objetivo dessa montagem foi permitir a degradação pelo mecanismo de *fretting-corrosion* somente da superfície de contato haste-cabeça.

Em função de que é possível utilizar diferentes frequências, foram realizados ensaios preliminares com frequências entre 1 e 30 Hz para determinar a frequência utilizada no ensaio de *fretting-corrosion* por tempo prolongado. Os ensaios foram realizados com monitoramento da corrente para posterior conversão em perda de massa. Os resultados foram comparados com a perda de massa à 3 Hz, frequência relacionada a marcha humana e utilizada em outros estudos de *fretting-corrosion* (GOLDBERG; GILBERT, 2003; OUELLETTE et al., 2019; PIERRE et al., 2018).

Como há uma diferença de força mínima para início da degradação por *fretting-corrosion*, denominado de *onset*, foram realizados ensaios com diferentes carregamentos, a fim de identificar se existe diferença de *onset* entre a superfície de contato haste-cabeça e haste-cimento (GOLDBERG; GILBERT, 2003; ROWAN et al., 2018). A partir do cálculo de *onset* é possível identificar qual superfície de contato foi a mais susceptível a degradação por *fretting-corrosion*.

As revisões de ATQ relacionadas ao efeito nocivo do *fretting-corrosion* em média ocorrem entre 3 a 6 anos (BRYANT, 2013; GOLDBERG et al., 2002; HOTHl et al., 2014, 2016). Desta forma, o ensaio de *fretting-corrosion* por tempo prolongado foi realizado até 5 milhões de ciclos, equivalente a 3 até 5 anos dentro do corpo humano (BENNETT et al., 2008; J GOLDSMITH et al., 2001; SCHMALZRIED et al., 2000; SILVA et al., 2002, 2005).

Como existem diversas possibilidades de carregamento cíclicos, durante o ensaio prolongado foi adotado o carregamento ciclo de 400 a 4000 N, igual a outros estudos de *fretting-corrosion* (OUELLETTE et al., 2019; PIERRE et al., 2018; ROWAN et al., 2018). O carregamento máximo aplicado encontra-se dentro da faixa de força resultante aplicada sobre o implante durante a caminhada de uma pessoa de 100 kg, 2400 N a 4400N (BERGMANN et al., 2010, 2016; SCHWACHMEYER et al., 2013).

A solução aquosa com 0,90% de NaCl foi escolhida e mantida a 37,0 °C, visto que os fluidos corporais são soluções salinas oxigenadas com aproximadamente 0,90% de sais, principalmente o cloreto de sódio e possuem uma temperatura média de 37,0 °C (MANIVASAGAM; DHINASEKARAN; RAJAMANICKAM, 2010; NIELSEN, 1987). O pH foi mantido em 2,0 visto que dentro das frestas a tendência é que o pH reduza até esse valor (BAXMANN *et al.*, 2017; VICECONTI *et al.*, 1996).

Durante o ensaio prolongado de *fretting-corrosion* foi monitorada a corrente, a fim de avaliar a variação ao longo do ensaio e calcular a perda de massa pela lei de Faraday (BRYANT, 2013). A partir disso pode-se determinar qual dos grupos teve a maior perda de massa.

A análise de íons foi efetuada para identificar a quantidade de íons totais liberados através do mecanismo de *fretting-corrosion* e da dissolução das partículas metálicas provenientes de cada superfície de contato separadamente (BRYANT, 2013). Também foram quantificadas as concentrações dos íons de ferro, níquel, cromo, molibdênio e cobalto para averiguar o possível efeito biológico desses íons e qual superfície de contato seria a potencialmente mais nociva, visto que esses íons podem induzir reações teciduais adversas (KWON *et al.*, 2009, 2017; LI *et al.*, 2010; SCHEDULE *et al.*, 1995; ZHOU *et al.*, 2009; ZHU *et al.*, 2009).

As partículas metálicas foram caracterizadas, ao final do ensaio, de acordo com a composição química, tamanho e morfologia, visto que esses fatores afetam a resposta biológica (LEE *et al.*, 1992; TOPOLOVEC *et al.*, 2013; URBAN; GILBERT; JACOBS, 2005). Além do mais, a caracterização das partículas gera informações que podem ser úteis para compreensão do mecanismo de *fretting-corrosion* realizado nas etapas 3 e 5.

3.1.3 ETAPA 3 e 5- Análise do mecanismo de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cimento (Grupo I) e haste-cabeça (Grupo II)

A avaliação da severidade de *fretting-corrosion* foi realizada na superfície de contato haste-cabeça, pelo critério de Goldberg *et al.* (2002), e na superfície de contato haste-cimento, pelo critério de Bryant *et al.* (2013d). Além disso, imagens do corpo das hastes do grupo I e do cone das cabeças e das hastes do grupo II foram

obtidas para quantificação da área afetada pelo mecanismo de *fretting-corrosion* e para comparar o efeito do mecanismo sobre as superfícies de contato.

A caracterização dos mecanismos de *fretting-corrosion* ocorridos na superfície de contato haste-cimento e haste-cabeça foi realizada via microscópio eletrônico de varredura (MEV).

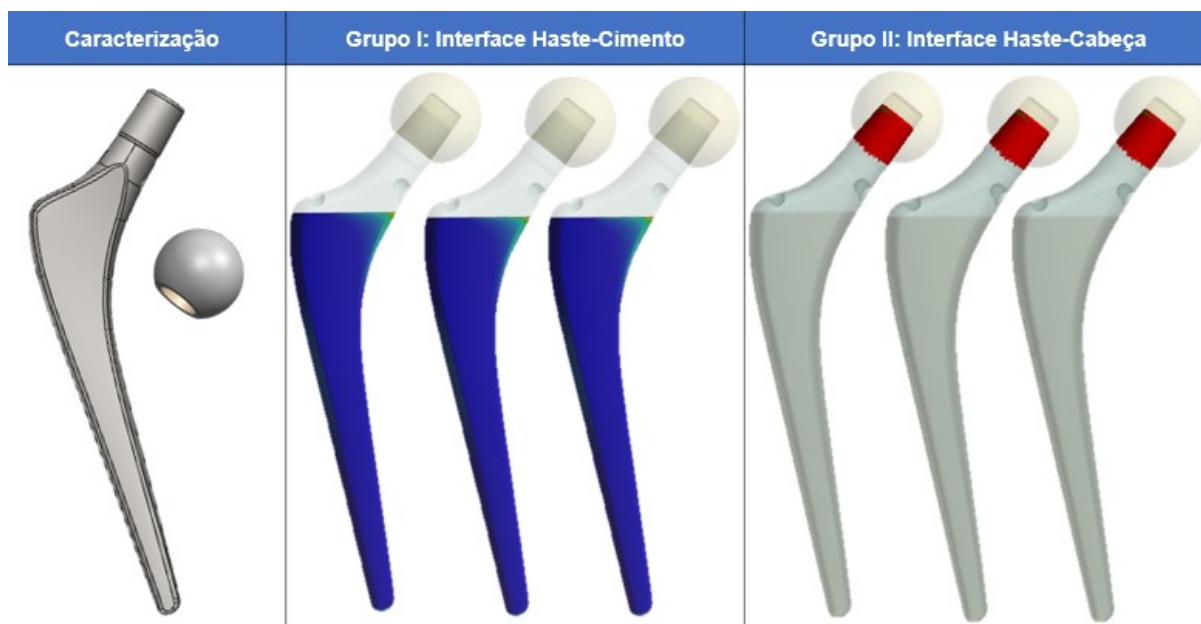
Os mecanismos identificados foram correlacionados com análises de explantes, para demonstrar que o ensaio *in vitro* consegue simular as condições aos quais as próteses estarão sujeitas quando implantadas. A correlação positiva dos mecanismos é um fator essencial, por aumentar a segurança da extrapolação dos resultados *in vitro* com o esperado *in vivo*. As regiões degradadas experimentalmente pelo mecanismo de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento também foram correlacionadas com os valores de micromovimentação, tensão de contato e microseparação estimados na análise *in silico* (DOS SANTOS *et al.*, 2019).

A caracterização do tamanho, morfologia e composição das partículas de cada grupo foi realizada com um microscópio eletrônico de alta resolução (FEG-MEV). A caracterização das partículas possibilitou identificar os potenciais efeitos biológicos da degradação de cada superfície de contato.

3.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para o desenvolvimento da pesquisa foram avaliados sete (n=7) pares de hastes e cabeças femorais de aço inoxidável austenítico (ISO 5832-1) do mesmo fabricante e lote. As hastes e cabeças foram divididas em: um par (n=1) para caracterização, três pares (n=3) para o grupo I e três pares (n=3) para o grupo II (Figura 45). As hastes femorais eram do modelo Exeter, polidas, uni-modulares, com comprimento de 150 mm, *offset* de 37,5 mm e diâmetro superior/inferior do cone do tipo 12/14 mm. As cabeças femorais eram de colo curto (*offset* de -0,47 mm), com diâmetro de 28 mm e cone do tipo 12/14 mm (diâmetro inferior/superior).

Figura 45 – Grupo das hastes e cabeças utilizadas na pesquisa.



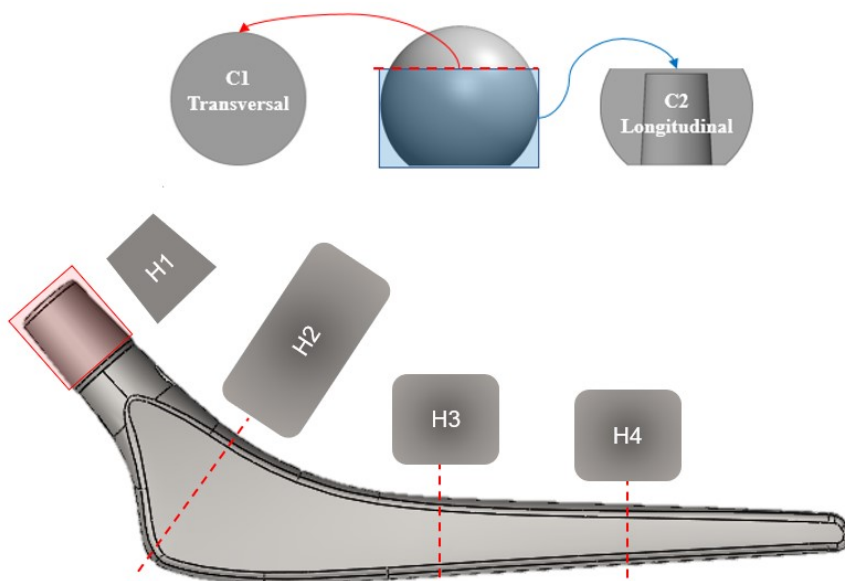
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2.1 Análise química e de dureza

Os ensaios destrutivos para caracterização do material foram realizados em uma haste (n=1) e uma cabeça (n=1), visto que existe homogeneidade dos parâmetros avaliados, com base nos implantes avaliados na pesquisa anterior (DOS SANTOS, 2018).

As amostras da cabeça e haste foram seccionadas, preparadas e atacadas de acordo com as normas ASTM E 3 (*Preparation of Metallographic Specimens*) e ASTM E 407 (*Microetching Metals and Alloys*) respectivamente. As análises foram realizadas em quatro seções transversais da haste (C1, H2, H3 e H4) e nas seções longitudinais (H1 e C2) da haste e da cabeça (Figura 46). As seções transversais das amostras foram aquecidas até 70 °C e, em seguida, foram atacadas quimicamente com solução 10 ml HNO₃ e 30 ml HCl.

Figura 46 – Ilustração das regiões seccionadas da haste e da cabeça femoral.

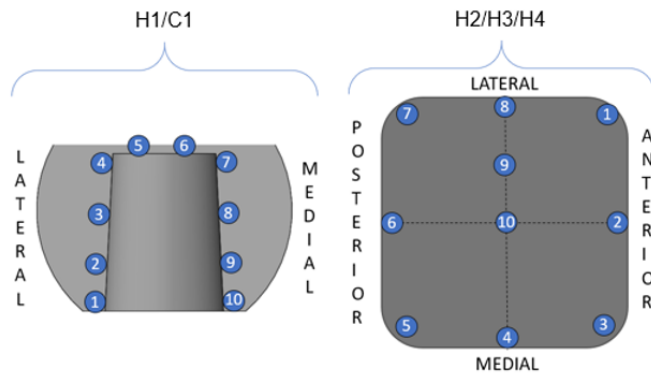


Fonte: Elaborado pelo autor.

A análise de composição química foi realizada em uma amostra da seção transversal (C1 e H2) mediante espectrometria de emissão ótica, conforme ASTM E415-13e45 (*Standard Test Method for Analysis of Carbon and Low-Alloy Steel by Spark Atomic Emission Spectrometry*). Ao todo foram realizadas 6 queimas por amostra com um espectrômetro de emissão ótica, modelo Foundry Master Pro da Oxford Instruments.

A análise de microdureza foi realizada em dez campos (Figura 47) das seções transversais da haste (H2, H3 e H4) e da seção longitudinal do cone da cabeça e da haste (H1 e C1). Para a análise foi empregado o método da norma técnica ASTM E384 – 17 (*Standard Test Methods for Microindentation Hardness of Materials*), utilizando o Microdurômetro HMV-G da Shimadzu (cidade, país). A carga aplicada foi de 10 N por 15 segundos.

Figura 47 – Ilustração da posição dos campos para análise de microdureza da haste e cabeça.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados de dureza foram utilizados para cálculo de propriedades mecânicas, conforme as equações propostas por Pavlina e Van Tyne (2008) e Casagrande, Cammarota e Micele (2011) para tensão de escoamento (Equação 2), tensão de resistência (Equação 3) e tensão limite de fadiga (Equação 4).

$$\sigma_y = -90,7 + 2,876H_v \quad (2)$$

$$\sigma_U = -99,8 + 3,734H_v \quad (3)$$

$$\sigma_W = 1,6H_v \pm 0,1H_v \quad (4)$$

Onde σ_y é a tensão de escoamento, σ_U é a tensão de resistência, σ_W é a tensão limite de fadiga e H_v é a dureza Vickers.

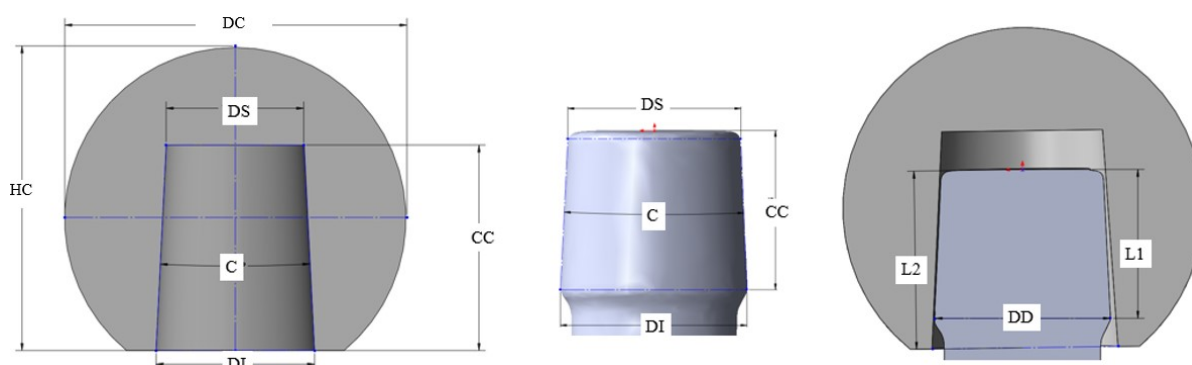
3.2.2 Análise dimensional, de acabamento de superfície e digitalização 3D

As análises dimensionais são não destrutivas e foram realizadas nas seis hastes femorais (n=6), nas seis cabeças femorais (n=6) e nos seis conjuntos montados para o ensaio de *fretting-corrosion*. Para tanto, foi utilizado uma máquina de medição de coordenadas da Baty (Burgess Hill, England) com uma incerteza de medição de 0,005 mm.

Os parâmetros mensurados foram: altura da cabeça (HC), diâmetro da cabeça (DC), conicidade (C), comprimento do cone (CC), diâmetro inferior do cone (DI),

diâmetro superior do cone (DS), comprimento de contato haste-cabeça (L1), comprimento de encaixe haste-cabeça (L2), diâmetro do cone em contato na região distal (DD). Os parâmetros mensurados estão ilustrados na Figura 48.

Figura 48 – Ilustração dos parâmetros dimensionais que foram avaliados.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os parâmetros de rugosidade do corpo da haste e do cone da haste e da superfície externa da cabeça foram mensurados com um interferômetro óptico de luz branca Zygo Newview 7300, com repetibilidade de 0,01 nm, do laboratório LabMat UFSC. Para essas análises foi definido um aumento de 20x e uma área de análise de 1x1 mm, assim como realizado por outros autores (BRYANT, 2013; MUNIR; WALTER; WALSH, 2015). Os resultados obtidos foram tratados com o software Mountaismap, a partir da remoção da forma com um polinômio de ordem 3 e filtro *cut-off* de 0,08 mm para o corpo da haste e 0,8 mm para os cones da haste e da cabeça.

Uma haste ($n=1$) e uma cabeça ($n=1$) foram digitalizadas, para obtenção da nuvem de pontos dos componentes, com um scanner 3D modelo GOM ATOS II, com resolução de 2 megapixels, da Fundação CERTI. A reconstrução 3D foi realizada com o software Siemens UGS NX 9.

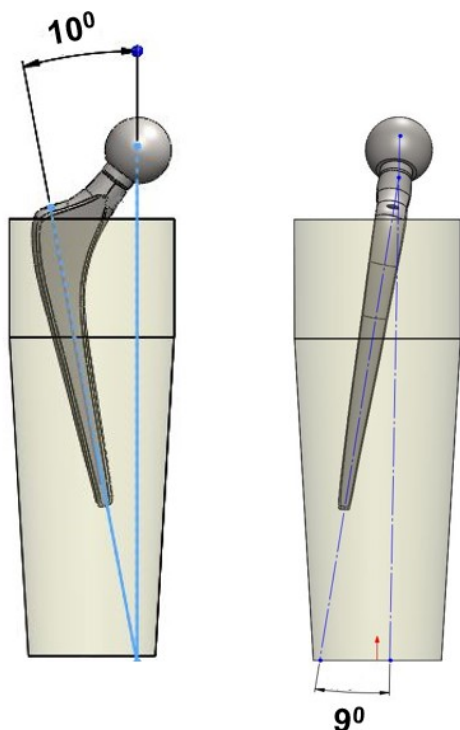
3.2.3 Ensaio de *fretting-corrosion* com monitoramento eletroquímico

Inicialmente os cones das hastes e as cavidades cônicas das cabeças dos dois grupos foram limpas com detergente neutro, DinamicaTec D-27, enxaguados com a água deionizada ou destilada e secados com ar comprimido.

O procedimento de acoplamento e desacoplamento foi baseado na norma ABNT NBR 15670-1, utilizando uma taxa de deslocamento de 0,05 mm/s e com uma força de acoplamento de 4000 N, superior ao que a norma recomenda mas de acordo com práticas clínicas (HEINEY *et al.*, 2009). No caso dos corpos de prova do grupo II, a superfície de contato haste-cabeça foi molhada com a solução de ensaio antes da montagem. Para realização do acoplamento foi utilizado uma máquina universal para ensaios mecânicos EMIC DL 3000 com uma célula de carga de 10 kN.

As hastes foram cimentadas na região do trocânter com ângulos de adução (α) e flexão (β) de 10° e 9° , respectivamente (Figura 49). As hastes do grupo I foram cimentadas com o cimento ósseo acrílico Osteo-Class da Baumer composto por 92,5% de PMMA e 7,5% de dióxido de zircônio, mesmo cimento ósseo utilizado para cimentação de hastes nas cirurgias de ATQ. No caso do grupo II, as hastes foram cimentadas com a resina acrílica da Dencrilon, sem a presença de aditivos radiopacificadores que poderiam induzir o desgaste e corrosão do corpo da haste.

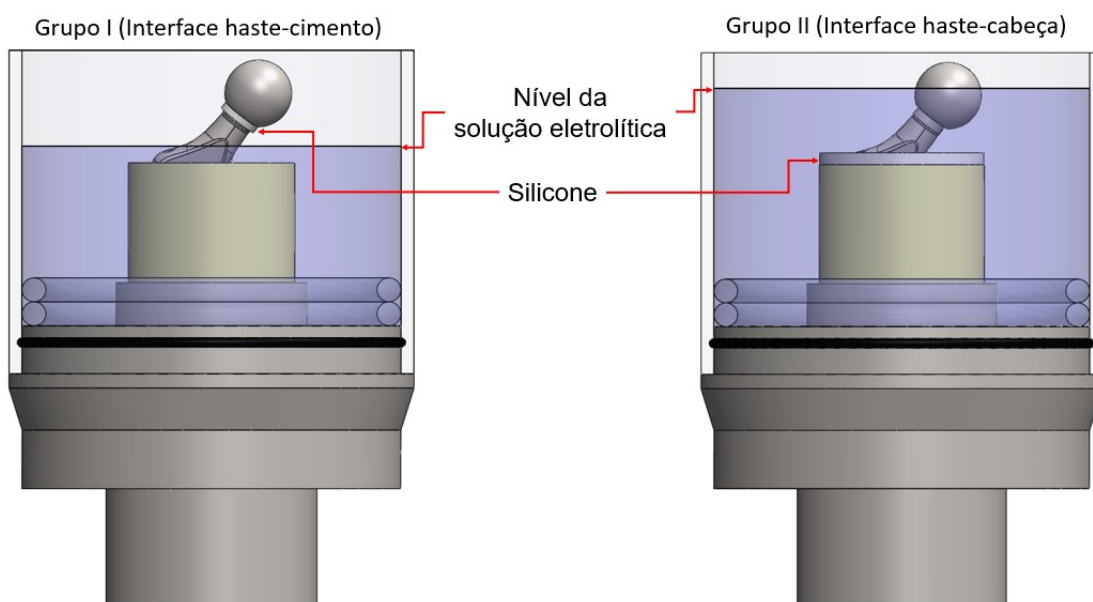
Figura 49 – Ilustração do posicionamento da haste para cimentação.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para cada grupo foram avaliados três pares ($n=3$) de hastes e cabeças femorais. Os ensaios de *fretting-corrosion* foram realizados com os corpos de prova dos dois grupos cimentados na mesma posição, porém com um nível de solução eletrolítica diferente e as superfícies de contato que não fazem parte do estudo foram seladas com silicone (Figura 50), assim como realizado por Gilbert, Mehta e Pinder (2009) e Bingley *et al.* (2018).

Figura 50 – Nível de solução e superfície de contato com silicone dos grupos I e II.

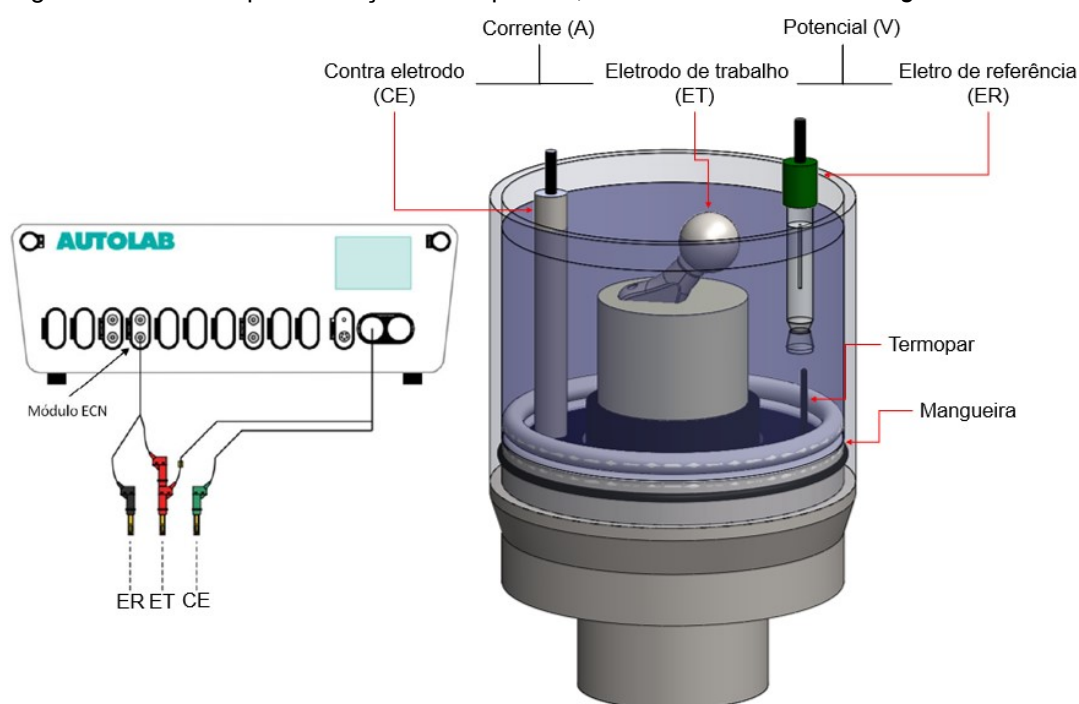


Fonte: Elaborado pelo autor.

O sistema para mensuração eletroquímica durante o ensaio (Figura 51) foi composto por três eletrodos: eletrodo de trabalho (ET), o próprio implante; eletrodo de referência de Ag/AgCl (ER); contra eletrodo de aço inoxidável austenítico (CE). O eletrodo de trabalho, o contra eletrodo e o eletrodo de referência foram ligados no potenciostato Metrohm Autolab, modelo PGSTAT302N, para mensuração do potencial e da corrente. Todas as superfícies metálicas do dispositivo de ensaio e o termopar foram isolados com fita isolante líquida preta da Quimicatec, para evitar o contato com a solução salina. O aquecimento da solução eletrolítica foi realizado através da passagem de água aquecida por uma mangueira de silicone em circuito fechado, afim de evitar a contaminação do sistema por partículas da bomba de

aquecimento e também evitar a evitar a perda de partículas que poderiam ficar aderidas no próprio sistema de aquecimento.

Figura 51 – Sistema para medição eletroquímica, durante o ensaio de *fretting-corrosion*.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os ensaios de *fretting-corrosion* foram realizados com a máquina *Instron 8872 universal machine*, utilizando uma célula de carga de 5 kN. A força foi aplicada na cabeça femoral, com perfil senoidal e sentido axial, tendo o dispositivo de aplicação de força um acetábulo de UHMWPE, a fim de reduzir o atrito e o desgaste da cabeça metálica. Uma solução aquosa com 0,9% de cloreto de sódio e pH 2 foi utilizado para todos os ensaios. O cloreto de sódio utilizado era de grau analítico, PA-ACS com 99,5% de pureza da Alphatec e o pH foi reduzido com adição de ácido clorídrico Pa com concentração de 37% da Proquímicos. Os corpos de prova de ambos os grupos foram avaliados por meio de ensaios de *fretting-corrosion* de curta duração e com duração prolongada, como descrito nos itens 3.2.4.1 a 3.2.4.3.

3.2.3.1 Ensaio de *fretting-corrosion* com variação da frequência de carregamento

A análise de influência da frequência de carregamento foi realizada em todos os corpos de prova dos dois grupos. Foram avaliadas as frequências de carregamento 1 Hz, 2 Hz, 3 Hz, 4 Hz, 5 Hz, 10 Hz, 15 Hz, 20 Hz, 25 Hz e 30 Hz, máxima frequência permitida pela norma ISO 7206-6, durante mil ciclos sob uma força senoidal de 400 a 4000 N. Durante todo o ensaio foi mensurado o potencial e corrente, e posteriormente a corrente foi convertida em perda de massa através da equação de Faraday (Equação 1, item 0). Os dados foram coletados e armazenados pelo software Nova 2.1.4 da Metrohm. A taxa de aquisição foi alterada para cada frequência utilizada objetivando coletar 50 pontos por ciclo. Para o tratamento dos dados foi desenvolvido um algoritmo no Matlab. Os valores reportados são a média dos valores obtidos dos corpos de prova de cada grupo.

3.2.3.2 Ensaio de *fretting-corrosion* com variação da força compressiva máxima

A análise de influência de magnitude de carregamento foi realizada em todos os corpos de prova dos dois grupos. Foram avaliados 20 intervalos de carregamento cíclico, tendo cada intervalo 1000 ciclos, a 5 Hz e com uma razão de carga de 0,1. O primeiro intervalo teve uma força compressiva máxima de 200 N, sendo aumentado 200 N em cada intervalo de carregamento até atingir 4000 N no último intervalo de carregamento. Durante todo o ensaio foi mensurado o potencial e corrente, e posteriormente a corrente foi convertida em perda de massa através da equação de Faraday (Equação 1). Os dados foram adquiridos com uma taxa de aquisição de 250 Hz, 50 pontos por ciclo, e armazenados pelo software Nova 2.1.4 da Metrohm. Para o tratamento dos dados foi desenvolvido um algoritmo no Matlab. Os valores reportados foram a média dos valores obtidos para os três corpos de prova de cada grupo.

3.2.3.3 Ensaio de *fretting-corrosion* por tempo prolongado

O ensaio de *fretting-corrosion* por tempo prolongado foi executado tendo como critério de término 5 milhões de ciclos, deflexão de 3 mm ou fratura do corpo de

prova, como recomendado pela norma ISO 7206-6. O carregamento cíclico foi de 400 a 4000 N com perfil senoidal a 5 Hz. Durante todo o ensaio foram mensurados o potencial e a corrente, e posteriormente a corrente foi convertida em perda de massa através da equação de Faraday (Equação 1). A cada mil ciclos foram coletados dez ciclos com uma taxa de aquisição de 250 Hz, 50 pontos por ciclo, e armazenados pelo software Nova 2.1.4 da Metrohm. Para o tratamento dos dados foi desenvolvido um algoritmo no Matlab. Os valores reportados foram a média dos valores obtidos dos três corpos de prova de cada grupo.

3.2.4 Identificação e quantificação de íons metálicos

A análise de íons da solução de ensaio foi executada para quantificação dos íons de ferro, cromo, níquel, molibdênio e cobalto. Em 33%, 66% e 100% do progresso do ensaio foram coletadas alíquotas de 10 ml da solução de cada corpo de prova. As alíquotas foram armazenadas em um freezer e retiradas apenas para realização das análises.

As análises foram realizadas pela técnica de espectrometria de massa, de acordo com a norma técnica ISO 17294-2 (*Water quality — Application of inductively coupled plasma mass spectrometry (ICP-MS) — Part 2: Determination of selected elements including uranium isotopes*). Para tanto foi utilizado um espectrômetro de massa com plasma indutivamente acoplado (ICP-MS, sigla em inglês) da Perkin Elmer Sciex, modelo Elan 6000. As amostras foram acidificadas com ácido nítrico (HNO_3) para posterior determinação dos analitos de interesse. A solução não foi filtrada, de forma que também foram quantificados os íons provenientes da dissolução das partículas metálicas liberadas na solução.

3.2.5 Caracterização da composição, tamanho e morfologia das partículas metálicas

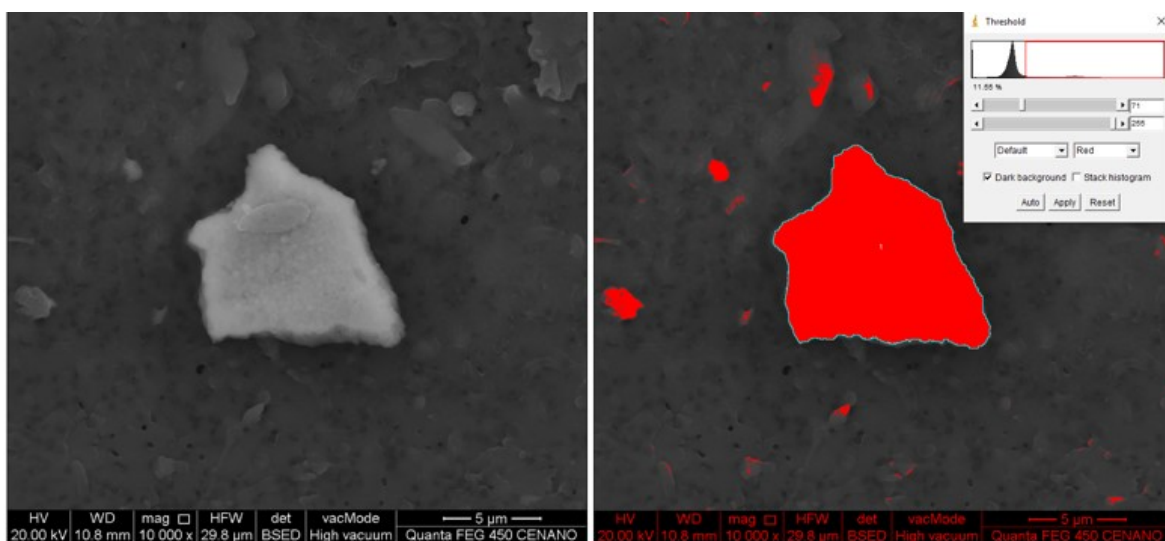
A solução de ensaio foi coletada e armazenada ao final do ensaio de *fretting-corrosion*. As partículas foram coletadas e isoladas a partir de uma filtração a vácuo de 100 mL da solução, aproximadamente 10%, com filtros de 2,0 μm e 0,4 μm , de

acordo com a norma técnica ISO 17853 (*Wear of implant materials — Polymer and metal wear particles — Isolation and characterization*), utilizando um funil de Buchner e um kitassato de 1000 mL.

A caracterização das partículas foi realizada no microscópio eletrônico de varredura de alta resolução com emissão de elétrons por um canhão de aplicação de um campo elétrico (MEV-FEG) da FEI modelo Quanta 450 FEG. As análises das partículas foram realizadas com 20 kV de tensão de aceleração, *spotsize* entre 3,5 a 4,5 Å e distância de trabalho de aproximadamente 11 mm, utilizando detector de elétrons retroespalhados.

Ao todo foram analisadas cerca de 150 partículas metálicas por grupo, como sugerido pela norma técnica ISO 17853. A composição química foi determinada com base na espectroscopia de raios X por dispersão em energia (EDS) para cada partícula. A caracterização da morfologia das partículas foi realizada com base nas categorias de partículas descritas na norma ASTM F1877 (*Standard Practice for Characterization of Particles*). O tamanho da partícula foi mensurado através do software *ImageJ*, realizando a calibração da medição em relação a barra de escala leica de cada imagem e depois ajustando o *threshold* até a maior parte da partícula ficar coberta por pixels vermelhos (Figura 52).

Figura 52 – Ilustração do método de medição do tamanho de partícula. Somente a região em vermelho e delimitada pela linha azul foi utilizada para mensuração do tamanho da partícula.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O diâmetro médio equivalente (D) foi calculado conforme procedimento da norma técnica ASTM F1877 (Equação 5).

$$D = \sqrt{4.A.\pi^{-1}} \quad (5)$$

3.2.6 Análise da severidade de *fretting-corrosion in vitro*

A análise de severidade de *fretting-corrosion* foi realizada nas hastes e cabeças. O método de Bryant (2013) foi aplicado para análise da superfície de contato haste-cimento do grupo I. O método de Goldberg *et al.* (2002) foi aplicado somente para avaliação da superfície de contato haste-cabeça do grupo II. Os critérios adotados estão descritos na Tabela 4.

Tabela 4 - Critérios utilizados para caracterizar a severidade de *fretting-corrosion*.

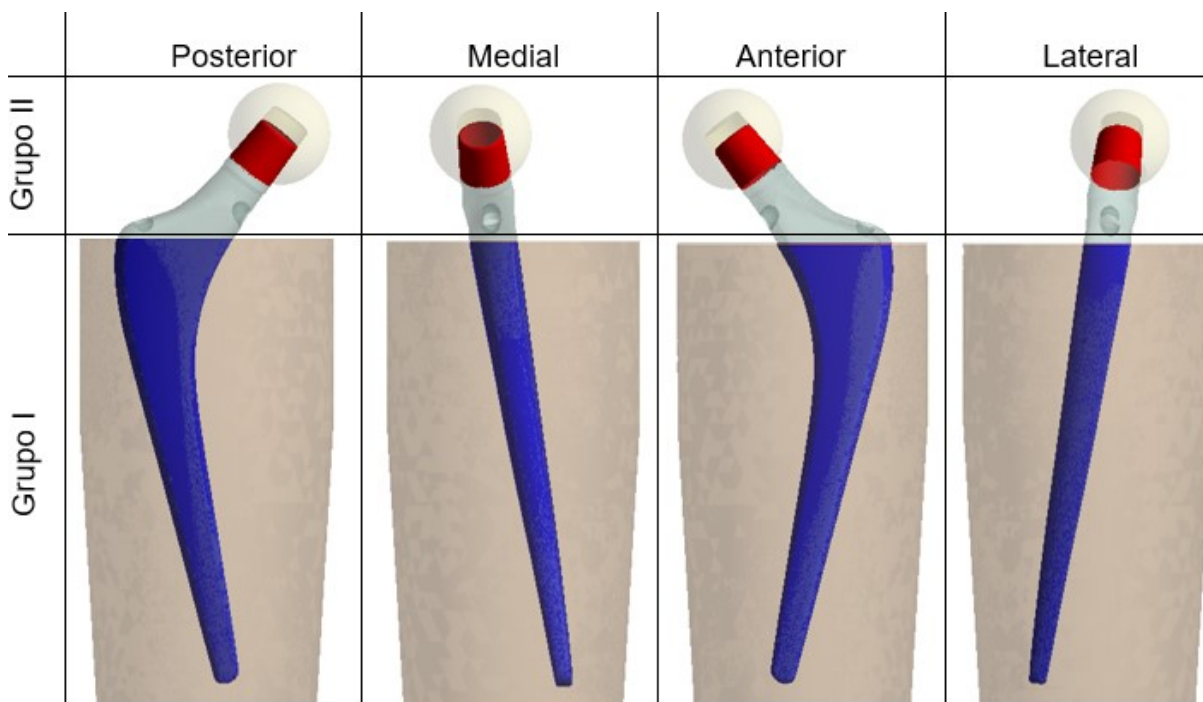
Grau	Severidade	Cone da haste Goldberg et al. (2002)	Corpo da haste Bryant (2013)
1	Nenhum	Não foi observada corrosão visível	<10% da região cimentada afetada por corrosão / desgaste
		Não foram observados sinais visíveis de desgaste por <i>fretting</i>	
2	Suave	<30% da superfície descolorida ou opaca	Entre 10% e 25% da região cimentada apresenta sinais de corrosão / desgaste
		Banda única ou bandas com marcas de desgaste por <i>fretting</i> envolvendo três ou menos revestimentos de máquinas ou superfície cônica	
3	Moderado	> 30% da superfície descolorida ou opaca, ou <10% da superfície contendo detritos pretos, pites ou marcas de corrosão	25% a 50% da região cimentada afetada por corrosão / desgaste
		Várias faixas de desgaste por <i>fretting</i> preocupantes ou banda única envolvendo mais de três linhas de usinagem	
4	Severo	> 10% da superfície do cone contendo detritos pretos, pites ou marcas de corrosão	50–75% da região cimentada afetada por corrosão / desgaste
		Várias bandas de desgaste por <i>fretting</i> envolvendo várias linhas de usinagem adjacentes ou áreas deformadas com desgaste por <i>fretting</i> nas proximidades	
5	Extremo	-	> 75% da região cimentada afetada por corrosão / desgaste severos

Fonte: Adaptado de Goldberg et al. (2002) e Bryant (2013)

As imagens para análise de *fretting-corrosion* foram capturadas com o estereoscópio Leica M165 C. Adicionalmente, as imagens foram utilizadas para

quantificação da área afetada por *fretting-corrosion* com o uso do *software ImageJ*. O corpo e cone da haste foram analisados nas posições anterior, medial, posterior e lateral (Figura 53).

Figura 53 – Posições analisadas no corpo da haste (em azul) e no cone da haste e cabeça (em vermelho).



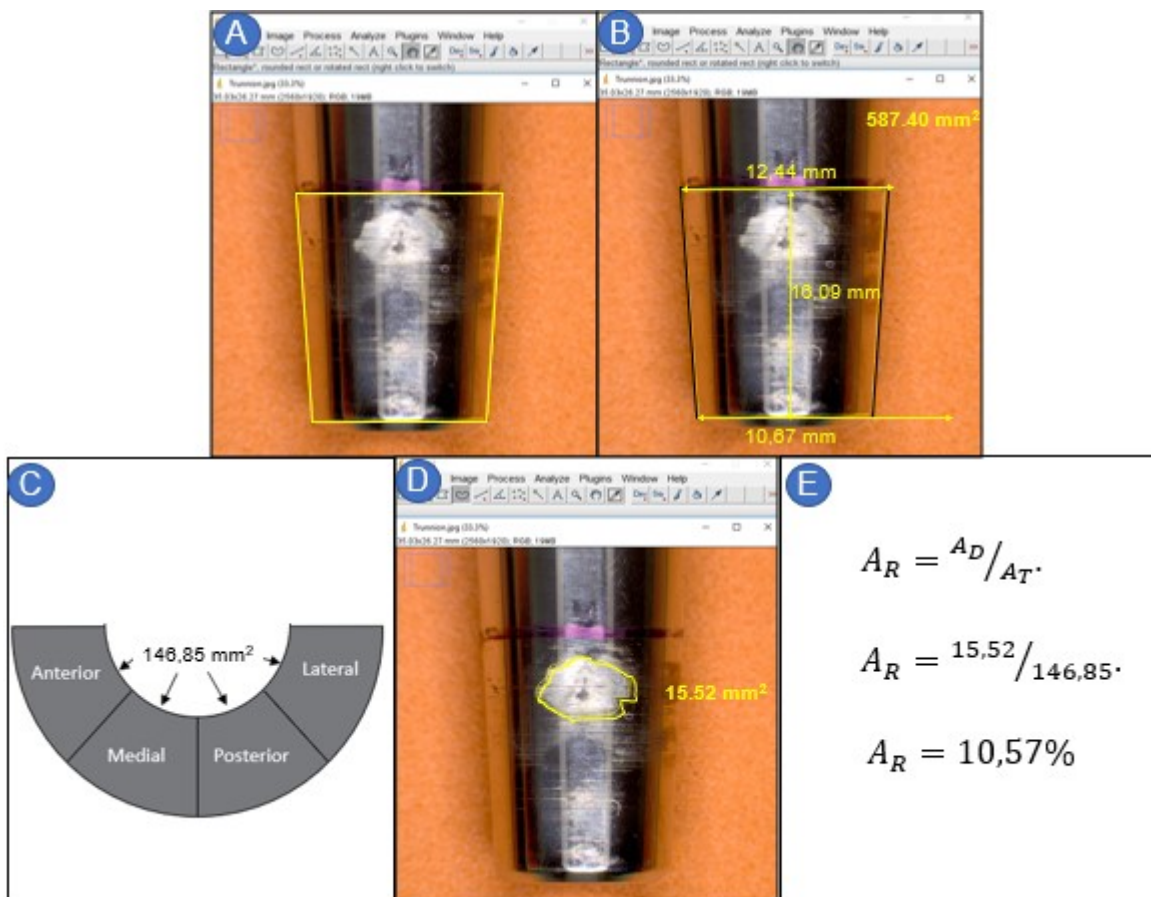
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para evitar uma sobreposição das áreas analisadas no cone da haste, a área total foi dividida entre as quatro posições (medial, lateral, anterior e posterior). As análises foram realizadas em seis etapas, descritas abaixo:

- a) Determinou-se a região de contato entre o cone da haste e o cone da cabeça (Figura 54A);
- b) A partir de análises dimensionais foi calculada a área de contato (Figura 54B);
- c) A área foi dividida por quatro, em relação as posições medial, lateral, anterior e posterior (Figura 54C);
- d) Em seguida foi calculada a área absoluta afetada por *fretting-corrosion* (Figura 54D);

- e) Por fim, foi calculada a área relativa afetada por *fretting-corrosion* (Figura 54E);

Figura 54 – Passos para análise do cone da haste através da área da fotografia. Os valores são ilustrativos.

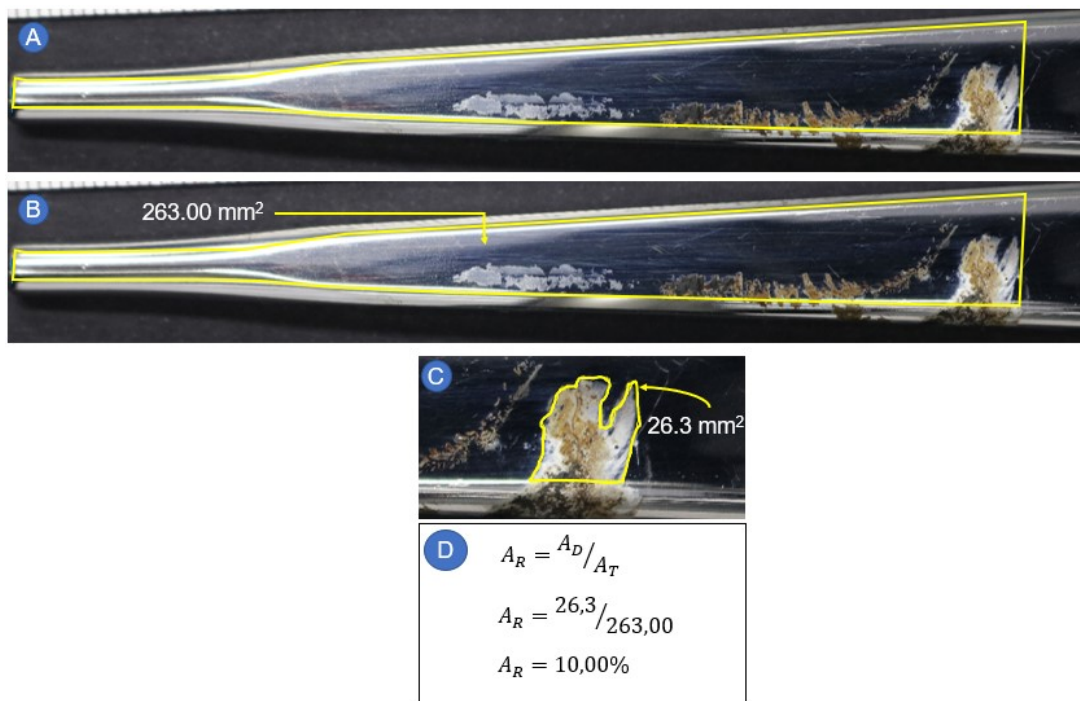


Fonte: Elaborado pelo autor.

No caso do corpo da haste, foram obtidas imagens das quatro posições (anterior, medial, posterior e lateral). Em seguida, a área mensurada foi realizada em quatro etapas, descritas abaixo:

- Inicialmente foi determinada a região de contato da haste com o cimento (Figura 55A);
- A área total do corpo cimentado da haste foi mensurada (Figura 55B);
- Em seguida, foi mensurada a área afetada por *fretting-corrosion* (Figura 55C);
- Por fim, foi calculado a área relativa afetada por *fretting-corrosion* (Figura 55D);

Figura 55 – Passos para análise do corpo da haste através da área da fotografia. Os valores são ilustrativos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2.7 Análise dos mecanismos de *fretting-corrosion*

Devido a uma limitação física do MEV, as hastes e cabeças foram seccionadas para análise dos mecanismos de *fretting-corrosion*. A partir da análise de severidade foram identificados os corpos de prova mais representativos da ocorrência do fenômeno de *fretting-corrosion* e foi selecionada uma haste do grupo I, para análise do corpo, e uma haste e cabeça do grupo II, para análise dos cones. O corpo da haste do grupo I e os cones da haste e da cabeça do grupo II foram analisados por inteiro. A análise foi realizada no MEV Inspect S50, 20 kV de tensão de aceleração com filamento de tungstênio, *spotsize* entre 3,5 a 4,5 A e distância de trabalho de aproximadamente 11 mm utilizando detector de elétrons secundários.

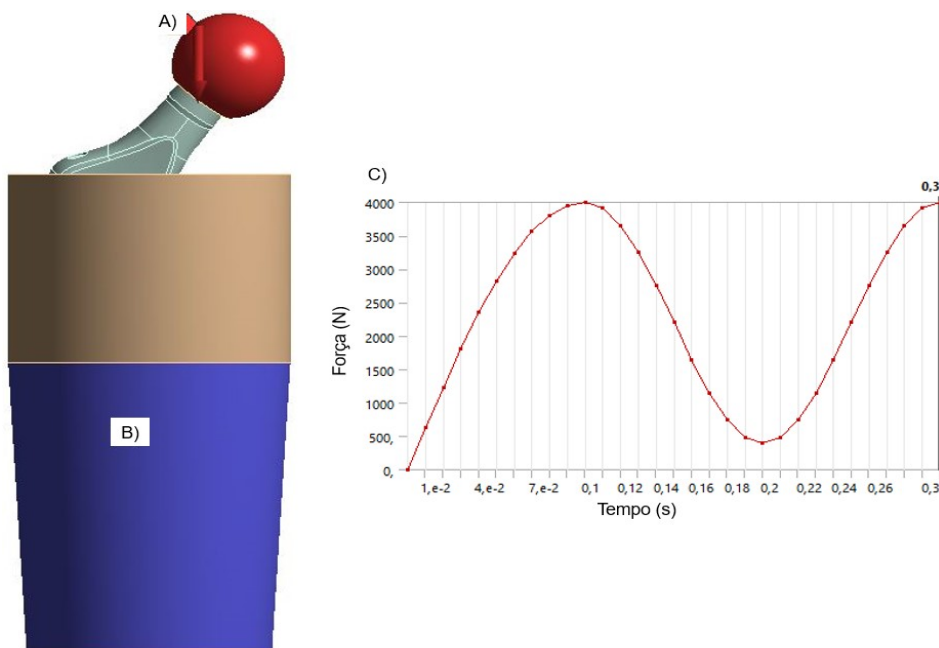
A análise no MEV também foi realizada no cimento ósseo com o mesmo valor de *spotsize* e distância de trabalho, porém, com uma tensão de aceleração de 10 kV para evitar a degradação do polímero.

A análise de composição química semiquantitativa nas amostras metálicas e poliméricas foi realizada através da espectroscopia de raios X por dispersão em energia (EDS).

3.2.8 Procedimento das análises *in silico*

A análise *in silico* foi realizada no programa ANSYS para obtenção da distribuição de máxima tensão principal, micromovimentação, tensão de contato e microseparação. Os modelos geométricos dos componentes da prótese foram utilizados para discretização e obtenção da malha de elementos. A orientação da haste foi a mesma descrita do item 3.2.3, sendo aplicado 1,5 ciclo de carregamento entre 400 e 4000 N na superfície externa da cabeça femoral com direção perpendicular à base do cimento ósseo (Figura 56). A restrição de movimento foi aplicada na superfície externa do cimento ósseo, com intuito de aproximar às condições de ensaio, visto que a movimentação é restringida pelo dispositivo de ensaio.

Figura 56 – Ilustração da análise *in silico*. A) Superfície de aplicação de força; B) Superfície com restrição de movimento; C) Perfil de carregamento.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O comportamento dos materiais da haste, cabeça e cimento ósseo foi simplifiadamente assumido como isotrópico linear. Os valores de tensão de escoamento para a haste e para a cabeça foram calculados a partir da análise de dureza. As demais propriedades foram obtidas a partir de dados da literatura (Tabela 5).

Tabela 5 – Propriedades mecânicas utilizadas na análise *in silico*.

Propriedades	Cabeça femoral	Haste femoral	Cimento ósseo
Módulo de elasticidade	192 GPa ^B	192 GPa ^B	2,7 GPa ^C
Coeficiente de Poisson	0,27 ^B	0,27 ^B	0,35 ^C
Tensão de escoamento	398,45 MPa ^A	414,02 MPa ^A	76 MPa ^D

Fonte: Tabela elaborada pelo autor. Os valores foram obtidos de A) Conversão dos valores de dureza; B) ASM 23 (2012); C) MARK (1999); D) MENDES (2006).

O contato inicial das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento foi assumido sem folga, como considerado por outros pesquisadores (DYRKACZ *et al.*, 2014; ENGLISH; ASHKANFAR; ROTHWELL, 2016; VICECONTI *et al.*, 2000). Os coeficientes de atrito das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento foram 0,11 e 0,13, respectivamente, sendo valores obtidos experimentalmente com hastes e cabeças de aço inoxidável austenítico e imersas em solução de Ringer, similar à utilizada na presente pesquisa (FESSLER; FRICKER†, 1989; GERINGER; ATMANI; FOREST, 2009). Para análise não-linear da condição de contato, foi empregado penalização por Lagrangeano Aumentado para as duas superfícies de contato, com integração por pontos de Gauss e rigidez atualizada a cada iteração (THEODORE *et al.*, 2014).

Uma malha adaptativa foi adotada para os componentes utilizando elementos tetraédricos de segunda ordem. O tamanho do elemento, refinamento da malha e o critério de convergência foram alterados de acordo com o objetivo da análise. Ao todo foram realizadas três análises *in silico*.

3.2.8.1 Análise *in silico* prévia para estimativa da máxima tensão principal

Na primeira análise foram estimados os valores de tensão principal máxima em toda a superfície da haste. Nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento foram empregados elementos tetraédricos com no máximo 0,5 mm e fora do contato o tamanho dos elementos foi aumentado até no máximo 1,0 mm. O critério de convergência foi uma variação inferior a 10% da tensão principal máxima, entre a última solução e a anterior. A malha foi refinada, principalmente nas regiões de maiores tensões trativas, até o critério de convergência ser alcançado.

3.2.8.2 Análise da micromovimentação e tensão de contato da superfície de contato haste-cimento

Na segunda análise foi avaliada a superfície de contato haste-cimento. Na superfície de contato haste-cimento foram empregados elementos tetraédricos com no máximo 0,5 mm e fora do contato o tamanho dos elementos foi aumentado até no máximo 1,0 mm. O critério de convergência foi uma variação inferior a 10% da tensão de contato e do valor de microdeslizamento, entre a última solução e a anterior. A malha foi refinada, principalmente nas regiões de maiores tensões de contato e microdeslizamento, até o critério de convergência ser alcançado.

O microdeslizamento (SD) é calculado pelo deslocamento nodal entre nós pareados, sendo que os nós pareados das duas superfícies deslizarão um em relação ao outro quando a tensão de cisalhamento (τ) for excedida, segundo o modelo de atrito de Coulomb (Equação 6).

$$\tau = \mu.CP + COHE \quad (6)$$

Onde μ é o coeficiente de atrito, CP é a tensão de contato e COHE especifica a resistência ao deslizamento por coesão. O micromovimento (MM) foi calculado com base na amplitude de microdeslizamento entre a força de compressão máxima e mínima para cada nó pareado (Equação 7).

$$MM = SD_{\text{máx.}} - SD_{\text{mín.}} \quad (7)$$

3.2.8.3 Análise da micromovimentação e tensão de contato da superfície de contato haste-cabeça

Na terceira análise foi avaliado a superfície de contato haste-cabeça. Na superfície de contato haste-cabeça foram empregados elementos tetraédricos com no máximo 0,5 mm e fora do contato o tamanho dos elementos foi aumentado até no máximo 1,0 mm. O critério de convergência foi uma variação inferior a 10% da tensão de contato e micromovimentação, entre a última solução e a anterior. A malha foi refinada, principalmente nas regiões de maiores tensões de contato e microdeslizamento, até o critério de convergência ser alcançado. O micromovimento (MM) foi calculado com base na amplitude de microdeslizamento entre a força de compressão máxima e mínima para cada nó pareado (Equação 7).

3.2.9 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas para verificar a diferença de composição química, dureza e rugosidade entre a haste e cabeça, o valor de *onset* de cada superfície de contato e a diferença de corrente de *fretting*, perda de massa por Faraday, dissolução e tamanho de partículas entre as superfícies de contato. Inicialmente foi realizado um teste de Shapiro-Wilk para comprovar que os resultados seguem uma distribuição normal. Em seguida foi realizado o teste F para avaliar a homogeneidade das variâncias. Por fim foi adotado um teste T de *Student* para avaliar se há uma diferença significativa entre os resultados.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 ANÁLISE QUÍMICA E DE DUREZA DA HASTE E DA CABEÇA FEMORAL

Os resultados da composição química do material da haste femoral e da cabeça femoral estão descritos na Tabela 6. Todos os elementos da haste e da cabeça atendem os requisitos da norma técnica ASTM F138.

Tabela 6 - Composição química da haste e cabeça femoral.

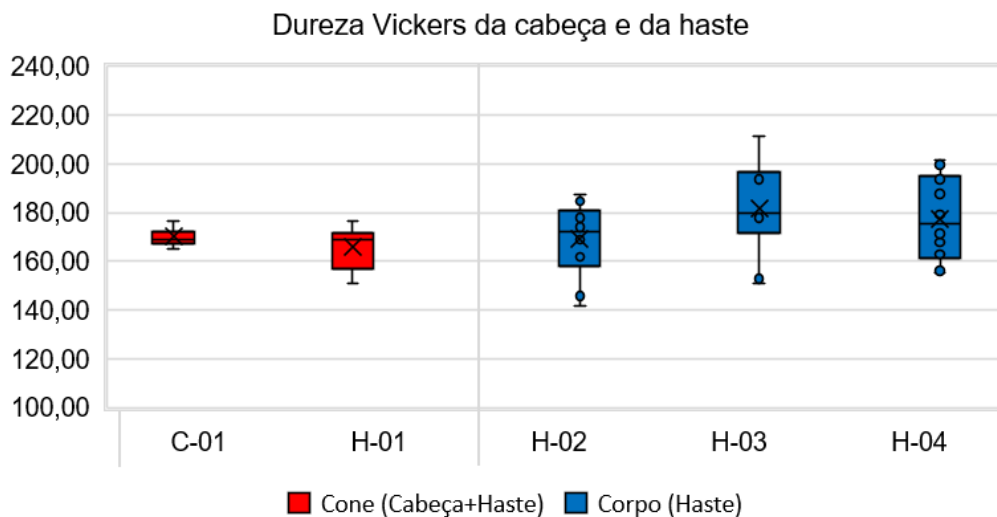
Elementos	ASTM F138	Haste	Cabeça
	Composição em massa (%)	Composição em massa (%)	Composição em massa (%)
C (%)	0,030 máx + 0,005	< 0,014	< 0,014
Si (%)	1,0 máx + 0,05	0,170 ± 0,080	0,230 ± 0,080
Mn (%)	2,0 máx + 0,04	1,600 ± 0,100	1,60 ± 0,10
P (%)	0,025 máx + 0,005	0,013 ± 0,002	0,0910 ± 0,0050
S (%)	0,010 máx + 0,005	0,010 ± 0,000	0,0000 ± 0,0000
Cr (%)	17,0 a 19,0 ± 0,200	17,200 ± 1,000	16,9 ± 0,4
Mo (%)	2,25 a 3,0 ± 0,100	2,660 ± 0,040	2,61 ± 0,12
Ni (%)	13,0 a 15,0 ± 0,150	14,200 ± 0,800	14,9 ± 0,9
Cu (%)	0,50 máx + 0,03	0,130 ± 0,020	0,2800 ± 0,0900
Co (%)	- -	0,050 ± 0,010	0,1300 ± 0,0100
Fe (%)	Balanço -	63,824 ± 1,436	63,0520 ± 1,3266

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para cálculo da perda de massa, a partir da composição química obtida, foi calculada a massa molecular relativa e número de elétrons livres da liga. O material da haste e da cabeça femoral possuía uma massa molecular relativa iguais a $56,583 \pm 1,067$ g/mol e $56,701 \pm 0,948$ g/mol, respectivamente. O número de elétrons livres do material da haste e da cabeça femoral foi de $2,201 \pm 0,045$ e $2,200 \pm 0,035$, respectivamente. O peso equivalente (massa molecular relativa dividida pelo número de elétrons livres) do material haste e da cabeça foi igual a 25,7, valor próximo ao recomendado de 25,5 pela norma ASTM G102 para os aços inoxidáveis AISI 316. Tais informações foram utilizadas na mensuração para cálculo da perda de massa pela equação de Faraday (Equação 1) a partir da mensuração da corrente durante o ensaio de *fretting-corrosion*.

Os resultados de análise de dureza estão ilustrados na Figura 57. A dureza média dos cones da haste e da cabeça foi igual a $173,10 \pm 11,72$ HV e $170,08 \pm 3,44$ respectivamente. Nas seções transversais H2 (trocânter), H3 (região proximal) e H4 (região distal) os valores médios obtidos foram $169,31 \pm 15,41$ HV, $181,99 \pm 19,07$ HV e $177,58 \pm 17,42$ HV, respectivamente. Não foi identificada diferença significativa entre as seções dos cones da haste e da cabeça ($p=0,452$) e entre as seções do corpo da haste ($p = 0,270$).

Figura 57 – Resultado da análise de dureza da haste e da cabeça.



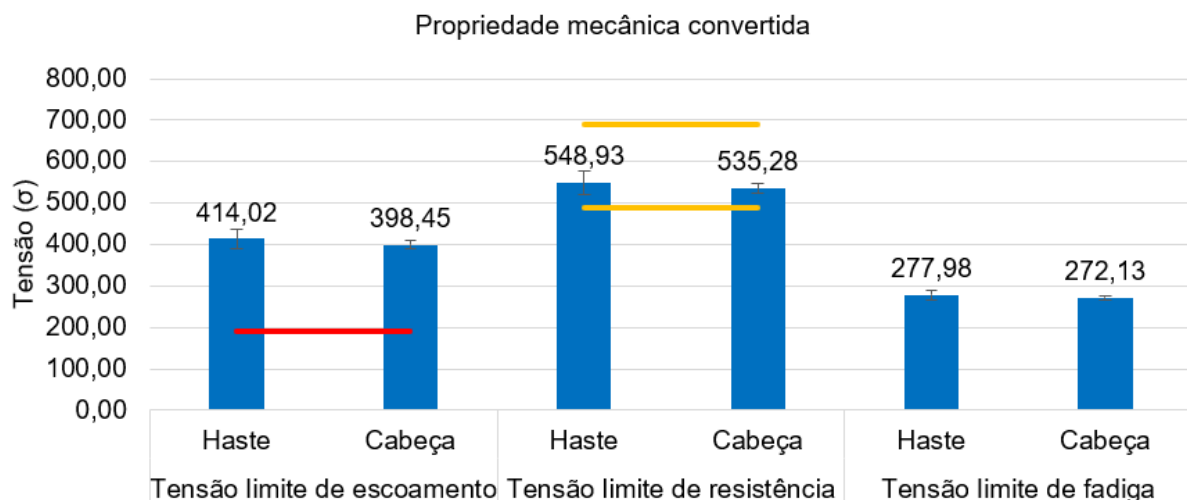
Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação a superfície de contato haste-cabeça, pela análise de dureza, não há uma superfície potencialmente mais suscetível a degradação pelo mecanismo de *fretting-corrosion*, visto que não há diferença entre a dureza do cone da cabeça e da haste. No caso da superfície de contato haste-cimento, o valor médio da dureza do corpo da haste variou de 169,31 a 181,99 HV entre as seções analisadas, faixa de dureza inferior as partículas de ZrO_2 presentes no cimento possuem, que possuem uma dureza superior a 1000 HV (WILLMANN; FRÜH; PFAFF, 1996). Com isso, durante a micromovimentação da haste em relação ao cimento, as partículas de ZrO_2 podem agir como um terceiro corpo e desgastar a superfície da haste, dando início ao processo de *fretting-corrosion* (SHEARWOOD-PORTER *et al.*, 2016).

As propriedades mecânicas como tensão limite de escoamento e tensão limite de resistência podem ser obtidas indiretamente através da conversão dos valores de dureza (PAVLINA; VAN TYNE, 2008). Como não existia uma diferença significativa entre os valores de dureza obtidos das seções do corpo da haste, foi calculado o valor médio dessas seções para em seguida ser calculado a tensão de escoamento, tensão limite de resistência e tensão limite de fadiga.

Os valores das propriedades mecânicas convertidas a partir dos resultados de dureza encontram-se ilustrados na Figura 58. A tensão limite de escoamento da haste e da cabeça foram $414,02 \pm 23,21$ MPa e $398,45 \pm 9,89$ MPa respectivamente. Tais valores estão acima do mínimo de 190 MPa exigido pela norma ASTM F138 para produtos recozidos. No caso da tensão de resistência a tração, os valores obtidos foram de $548,93 \pm 29,18$ MPa e $535,28 \pm 12,84$ MPa para haste e cabeça respectivamente, dentro da faixa admissível entre 490 e 690 MPa recomendado pela norma técnica ASTM F138 para produtos recozidos. A tensão limite de fadiga foi de $277,98 \pm 12,50$ MPa e $272,13 \pm 5,50$ MPa para haste e cabeça respectivamente.

Figura 58 - Propriedades mecânicas convertidas a partir dos resultados de dureza da haste e da cabeça. A linha vermelha e amarela são os valores de tolerância sugeridos pela ISO 5832-1.



Fonte: Elaborado pelo autor.

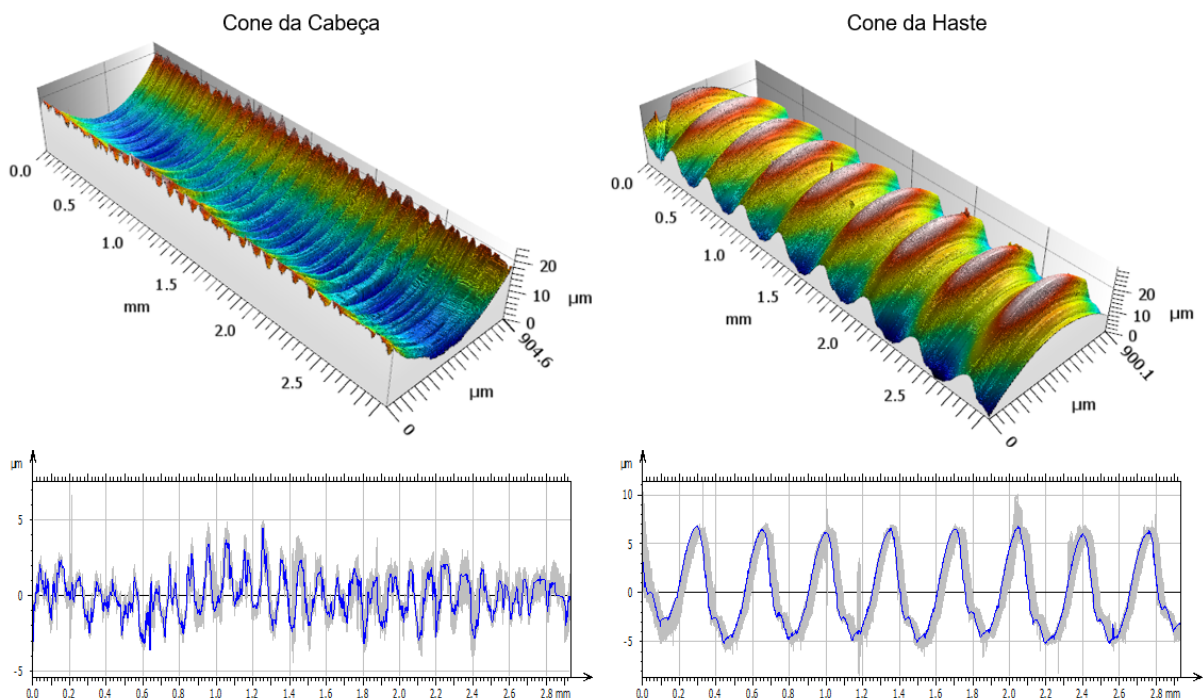
Através dos resultados de conversão do valor de dureza, é possível indicar que a tensão limite de escoamento e tensão limite de resistência estão de acordo com

o requisito da norma técnica ASTM F138. Os valores obtidos foram utilizados na análise *in silico* como as propriedades mecânicas do material da haste e da cabeça.

4.2 ANÁLISE DE SUPERFÍCIE, DIMENSIONAL E DIGITALIZAÇÃO

A partir da análise de superfície realizada por interferometria foram obtidos a topografia e os perfis lineares do cone da haste e cone da cabeça, como pode ser observado na Figura 59. De forma qualitativa, ambas as superfícies podem ser classificadas como microrranhuradas, dado o perfil periódico da topografia. As microrranhuras do cone da haste apresentavam uma maior largura, espaçamento entre os picos e profundidade entre o vale e pico. Essas características são comuns para os cones das hastes e cabeças de próteses de quadril, como sugerido por Munir, Walter e Walsh (2015).

Figura 59 – Topografia e perfis do cone da cabeça e da haste. Os perfis de rugosidade foram obtidos a partir da remoção da forma da superfície.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em geral, as microrranhuras dos cones das hastes e cabeças são uma característica topográfica deletéria para resistência ao *fretting-corrosion*, por

induzirem uma maior tensão de contato do que superfícies polidas (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b). As microrranhuras dos cones das hastes são mais espaçadas e largas, tornando o cone da cabeça mais suscetível a sofrer o processo de *imprinting*, normalmente presente em cabeças femorais explantadas (BISHOP *et al.*, 2013; MATTHIES *et al.*, 2013).

A partir dos perfis de rugosidade dos cones foram extraídos a ondulação e utilizado o filtro *cut-off* de 0,80 mm para cálculo dos parâmetros de rugosidade, presentes na Tabela 7. O parâmetro R_{Sm} do cone da haste ($0,348 \pm 0,002$ mm) foi quase cinco vezes superior ao do cone da cabeça ($0,072 \pm 0,010$ mm), o que demonstra que de fato as microrranhuras são mais espaçadas. Os valores dos parâmetros R_a e R_z do cone da haste foram de $3,640 \pm 0,319$ μm e $12,763 \pm 1,134$ μm , respectivamente. Estes valores foram superiores aos do cone da cabeça de $1,164 \pm 0,116$ μm e $6,292 \pm 0,225$ μm para os parâmetros R_a e R_z , respectivamente. O parâmetro R_{sk} do cone das cabeças apresenta valores em média negativo ($-0,195 \pm 0,251$), o que indica uma topografia com predominância de vales, enquanto que o cone da haste apresentava valor positivo de $0,459 \pm 0,062$, característica de topografias com predominância de picos. Os valores do parâmetro R_{ku} de ambas as superfícies foram inferiores a 3, característica típica de superfícies periódicas, sendo que o cone da haste possui o menor valor, logo é a superfície mais periódica.

Tabela 7 – Parâmetros de rugosidade medidos nos cones das hastes e das cabeças.

Parâmetros	Cone (Cabeça)	Cone (Haste)
R_{Sm} (mm)	$0,072 \pm 0,010$	$0,348 \pm 0,002$
R_z (μm)	$6,292 \pm 0,225$	$12,763 \pm 1,134$
R_a (μm)	$1,164 \pm 0,116$	$3,640 \pm 0,319$
R_{sk}	$-0,195 \pm 0,251$	$0,459 \pm 0,062$
R_{ku}	$2,368 \pm 0,116$	$1,753 \pm 0,061$

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em análise de explantes, os valores de R_a e R_z similares ao identificado nos cones das hastes foram associados com a redução da rigidez de encaixe, a concentração de forças cisalhantes e consequentemente aumento da suscetibilidade ao *fretting-corrosion* (JAUCH-MATT; MILES; GILL, 2017; PANAGIOTIDOU *et al.*, 2013). Os valores elevados de rugosidade, principalmente do cone da haste,

aumentam a suscetibilidade a degradação por *fretting-corrosion*. Entretanto, é importante ressaltar que não há uma norma técnica que defina a faixa de rugosidade aceitável. A falta de uma norma técnica permite a comercialização de hastes e cabeças com uma rugosidade elevada nas superfícies dos cones.

Em relação a análise de superfície do corpo da haste, os resultados dos parâmetros de rugosidade da região proximal, central e distal encontram-se descritos na Tabela 8. Os valores do parâmetro R_z foram de 0,183, 0,296 e 0,140 μm nas regiões proximal, central e distal, respectivamente. O parâmetro R_{sk} foi inferior a -1 para as três regiões, característica de topografia com predominância de vales, e R_{ku} superior a 20, indicativo de que o corpo das hastes possuem uma superfície menos periódica do que o encontrado nos cones das hastes (MUNIR; WALTER; WALSH, 2015). O R_a mensurado é inferior a 0,012 μm , o que demonstra que a haste tem um acabamento de superfície polido (HAMADOUCHE *et al.*, 2008).

Tabela 8 – Parâmetros de rugosidade medidos na região proximal, medial e distal do corpo da haste.

Parâmetros	Proximal		Central		Distal	
R_z (μm)	0,183	\pm 0,101	0,296	\pm 0,020	0,140	\pm 0,043
R_a (μm)	0,008	\pm 0,003	0,011	\pm 0,005	0,009	\pm 0,005
R_{sk}	-1,339	\pm 0,875	-2,028	\pm 0,993	-1,737	\pm 0,585
R_{ku}	36,280	\pm 7,223	41,957	\pm 18,268	25,503	\pm 15,026

Fonte: Elaborado pelo autor.

Hamadouche *et al* (2008) e Akiyama *et al* (2013) reportaram excelentes resultados clínicos com hastes polidas (R_a entre 0,04 a 0,3 μm), tendo o acabamento de superfície um papel relevante no sucesso da ATQ. Os valores de R_a encontrados nas três regiões das hastes do presente trabalho (R_a entre 0,008 e 0,011 μm) são inferiores aos reportados por esses autores, fator positivo para aumentar a taxa de permanência do implante no corpo humano. Ainda, nessas regiões os valores de R_a foram inferiores ao encontrado em cabeças femorais metálicas entre 0,014 e 0,019 μm (CUBILLOS *et al.*, 2017), onde o acabamento de superfície é controlado para evitar um desgaste excessivo do componente acetabular, normalmente polimérico. Com isso, o acabamento de superfície do corpo da haste encontra-se em um nível adequado para ATQ cimentada e pode evitar um desgaste excessivo do cimento ósseo.

Como não há uma diferença significativa dos parâmetros Ra ($p = 0,688$), provavelmente as possíveis diferenças de degradação por *fretting-corrosion* entre as regiões do corpo da haste, durante o ensaio de *in vitro*, devem estar relacionadas a outros fatores, como micromovimentação, tensão de contato ou ingresso da solução eletrolítica.

A maioria dos parâmetros dimensionais avaliados obtiveram um coeficiente de variação abaixo de 2%, representando uma boa homogeneidade entre as amostras (Tabela 9). A diferença de conicidade entre os cones das hastes e das cabeças foi de apenas $0,012 \pm 0,074$ °, inferior a 1', valor que demonstra que não há uma diferença significativa ($p=0,713$) entre as conicidades.

Tabela 9 – Resultado da análise dimensional da haste e cabeça.

Parâmetros	Haste	Cabeça
Altura (mm)	-	25,086 ± 0,016
Diâmetro (mm)	-	27,967 ± 0,003
Conicidade (°)	5,847 ± 0,079	5,859 ± 0,012
Diâmetro Superior (mm)	12,637 ± 0,051	12,461 ± 0,040
Diâmetro Inferior (mm)	14,124 ± 0,017	13,679 ± 0,021
Comprimento de contato (mm)	11,596 ± 0,086	
Diferença de conicidade (°)	0,012 ± 0,074	

Fonte: Elaborado pelo autor.

O comprimento de contato (Tabela 9) de 11,596 mm encontra-se dentro da faixa de 10,5 a 19,0 mm, identificada por outros estudos, sendo que maiores valores de comprimento de contato induzem um aumento na severidade do desgaste por *fretting* (KAO *et al.*, 2016; NASSIF *et al.*, 2013). A diferença de conicidade entre a haste e a cabeça não foi significativa ($p=0,713$), aspecto positivo por proporcionar uma maior continuidade no contato entre as superfícies e um desgaste mais homogêneo (ARNHOLT *et al.*, 2015; KAO *et al.*, 2016).

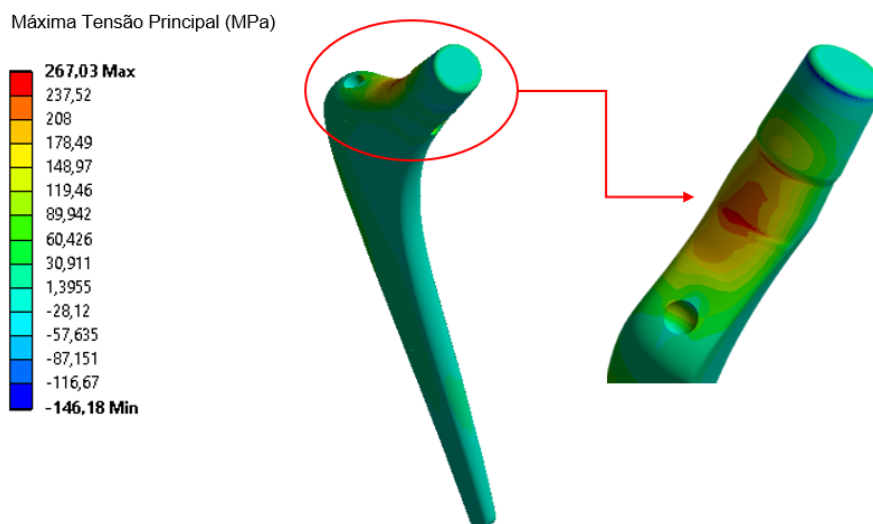
Os resultados obtidos (Tabela 9), em relação a haste e cabeça acoplada, foram utilizados para reconstrução e posicionamento da cabeça na haste na etapa de análise *in silico*. Como a diferença de conicidade não é significativa, na análise *in silico* pode-se adotar um ajuste perfeito inicial sem incompatibilidade de conicidade,

utilizado por outros pesquisadores para reduzir o custo computacional (DYRKACZ *et al.*, 2014; ENGLISH; ASHKANFAR; ROTHWELL, 2016).

4.3 ANÁLISE *IN SILICO* DA TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL, MICROMOVIMENTAÇÃO E TENSÃO DE CONTATO

Na análise *in silico*, a máxima tensão principal foi calculada previamente para identificar se o carregamento cíclico de 400 a 4000 N, proposto para o ensaio de *fretting-corrosion*, poderia induzir a fratura por fadiga da haste. A máxima tensão principal foi de 267,03 MPa, presente na região de transição ente o pescoço e o trocânter, como pode ser visto na Figura 60. Essa região é a mais propícia para nucleação e propagação da trinca. Entretanto, o valor é equivalente a 64,5% da tensão de escoamento (414,02 MPa) e inferior a tensão limite de fadiga (277,98 MPa). Com isso, o ensaio de *fretting-corrosion* foi realizado abaixo do limite de fadiga, logo é improvável que durante os 5 milhões de ciclos de carregamento ocorra a fratura por fadiga.

Figura 60 – Tensão principal máxima obtida através da análise *in silico*.

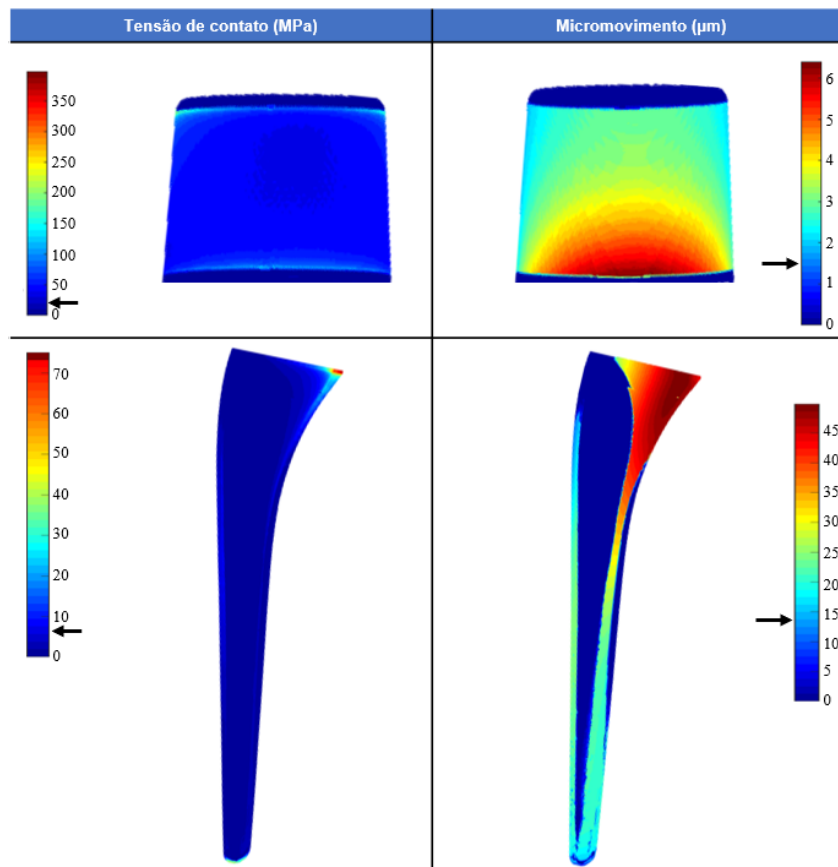


Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir da análise *in silico*, a região com maior tensão de contato e microdeslizamento da superfície de contato haste-cabeça está localizada na região distal-lateral, enquanto que para a superfície de contato haste-cimento a região

proximal-posterior apresentava os maiores valores, como pode ser visto na Figura 61. A superfície de contato haste-cabeça apresentava uma maior média da tensão de contato (21,30 MPa) em comparação com a superfície de contato haste-cimento (8,22 MPa). Durante o carregamento cíclico, o microdeslizamento ocorre em formato senoidal e com uma amplitude em escala micrométrica. A micromovimentação na superfície de contato haste-cimento foi dez vezes superior (14,2 μm) ao identificado na superfície de contato haste-cabeça (1,5 μm).

Figura 61 – Tensão de contato e micromovimento nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento obtida através da análise *in silico*. A seta preta indica o valor médio.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A tensão de contato no cone da haste geralmente é mensurada por estudos numéricos, devido a correlação positiva entre o valor mensurado e o dano por *fretting-corrosion* (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b; DYRKACZ et al., 2014). A superfície de contato haste-cabeça apresentou a maior tensão de contato média,

21,30 MPa, enquanto que a tensão de contato média na superfície de contato haste-cimento foi de apenas 8,22 MPa.

Os valores de micromovimentação média foram 1,5 μm e 14,2 μm para superfície de contato haste-cabeça e haste-cimento, respectivamente. Esses valores estão próximos a faixa obtida experimentalmente por outros autores, que apresentaram uma micromovimentação de 2 a 12 μm para a superfície de contato haste-cabeça e de 12 a 55 μm para a superfície de contato haste-cimento (CHOI *et al.*, 2010; CRISTOFOLINI *et al.*, 2003; EBRAMZADEH *et al.*, 2004; JAUCH *et al.*, 2011; MALI; GILBERT, 2016; OUELLETTE *et al.*, 2019).

A elevada micromovimentação média presente na superfície de contato haste-cimento provavelmente está relacionada com a baixa rigidez do cimento ósseo (2,7 GPa) em comparação com o aço inoxidável (192 GPa). Uma elevada micromovimentação tende a aumentar o dano por *fretting-corrosion* (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b; DYRKACZ *et al.*, 2014).

Como a superfície de contato haste-cabeça apresentou a maior tensão de contato média e a superfície de contato haste-cimento apresentou a maior micromovimentação média, não é possível prever qual superfície de contato poderá ter uma maior degradação por *fretting-corrosion*.

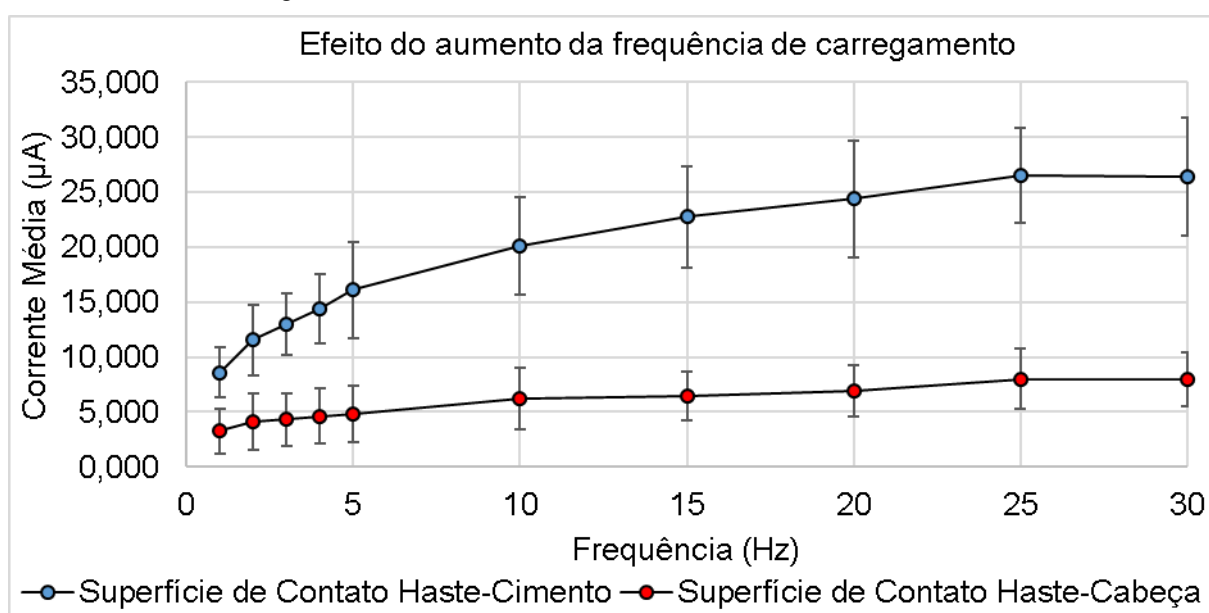
4.4 ENSAIO DE *FRETTING-CORROSION* COM MONITORAMENTO ELETROQUÍMICO

4.4.1 Análise do efeito da frequência de carregamento

Os resultados da avaliação do efeito da frequência de carregamento encontram-se na Figura 62. A frequência de 3 Hz foi considerada como referência, pois está relacionada com a frequência da marcha humana e empregada por vários estudos de *fretting-corrosion* (GOLDBERG; GILBERT, 2003; OUELLETTE *et al.*, 2019; PIERRE *et al.*, 2018). Na análise da superfície de contato haste-cimento, a redução da frequência de carregamento de 3 Hz para 1 e 2 Hz, promoveu uma menor corrente de corrosão ($p < 0,004$). Enquanto que acima de 3 Hz, o aumento da frequência induzir um aumento da corrente de corrosão ($p < 0,037$). O mesmo

comportamento também foi identificado para superfície de contato haste-cabeça, exceto pela avaliação a 2 Hz que não apresentou uma diferença significativa ($p = 0,060$). Comparando as superfícies de contato, para todas as frequências a corrente média da superfície de contato haste-cimento foi superior àquela da superfície de contato haste-cabeça ($p < 0,020$).

Figura 62 – Variação da corrente em função da frequência sobre as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento. Carregamento cíclico de 400 a 4000 N.



Fonte: Elaborado pelo autor.

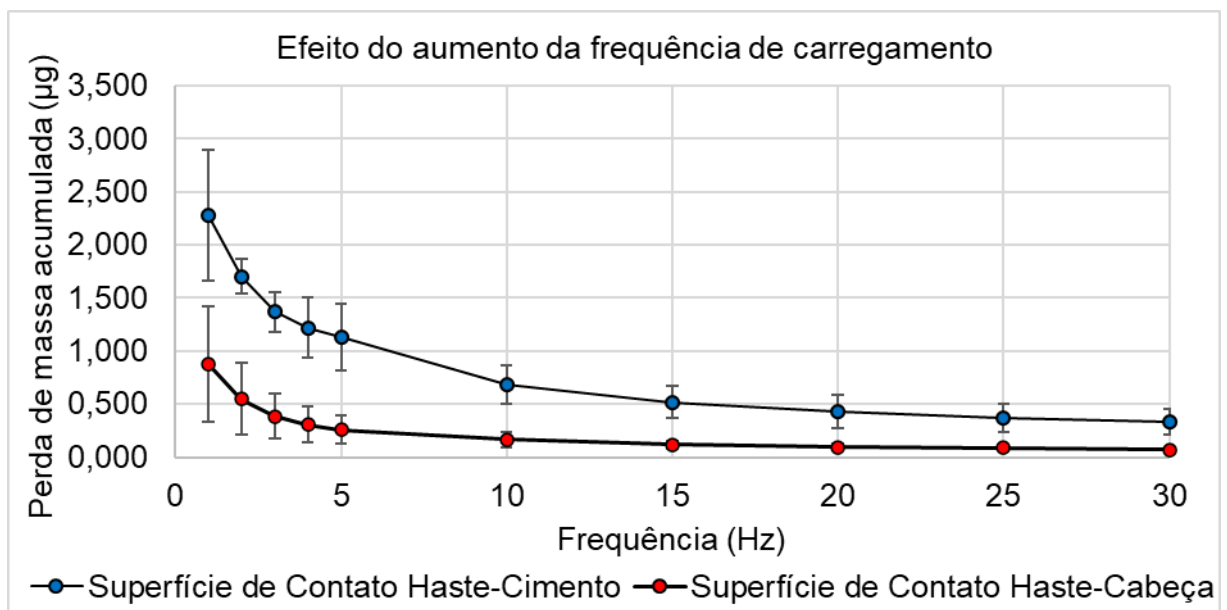
A maioria dos estudos de *fretting-corrosion* da superfície de contato haste-cabeça utilizaram uma frequência de carregamento de 3 Hz, identificando uma corrente entre 0,3 a 9,73 µA, dependendo do material dos implantes e da força de encaixe (GOLDBERG; GILBERT, 2003; PIERRE et al., 2018; ROWAN et al., 2018). Com esta frequência, a superfície de contato haste-cabeça (grupo II) apresenta uma corrente média de 4,314 µA. Com isso, a corrente identificada para o grupo II está dentro da faixa identificada por estudos anteriores, e, inclusive, similar ao obtido para hastes-cabeças de Ti6Al4V-CoCrMo e CoCrMo-CoCrMo (GOLDBERG; GILBERT, 2003; ROWAN et al., 2018).

No caso da superfície de contato haste-cimento, os estudos de *fretting-corrosion* com monitoramento eletroquímico utilizaram um carregamento cíclico de

2300 N a 1 Hz, identificando uma corrente entre 2 e 13 μA , dependendo do acabamento de superfície da haste e do cimento ósseo (BRYANT et al., 2013b, 2013a, 2016). A superfície de contato haste-cimento (grupo I) apresentou uma corrente média de $8,585 \pm 2,259 \mu\text{A}$. Adicionalmente, as hastes do grupo I apresentaram uma corrente abaixo do que hastes polidas de CoCrMo, mesmo com um carregamento cíclico quase duas vezes superior ao adotado por Bryant *et al* (2016).

Apesar do aumento da frequência induzir uma maior corrente de corrosão, a perda de massa de ambas as superfícies de contato tendem a reduzir, visto que o tempo de aplicação de carregamento é menor com o aumento da frequência (Figura 63). Para a superfície de contato haste-cimento, frequências de ensaio inferiores a 3Hz induzem uma maior perda de massa, e acima de 3 Hz, ocorre uma redução da perda de massa, com diferença significativa para todas as frequências ($p < 0,045$). No caso da superfície de contato haste-cabeça, o comportamento é similar, porém não há uma diferença significativa da perda de massa para frequências inferiores a 3 Hz ($p > 0,050$). A perda de massa da superfície de contato haste-cimento foi superior a superfície de contato haste-cabeça para todas as frequências avaliadas ($p < 0,022$).

Figura 63 – Variação da perda de massa em função da frequência sobre as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento. Carregamento cíclico de 400 a 4000 N.

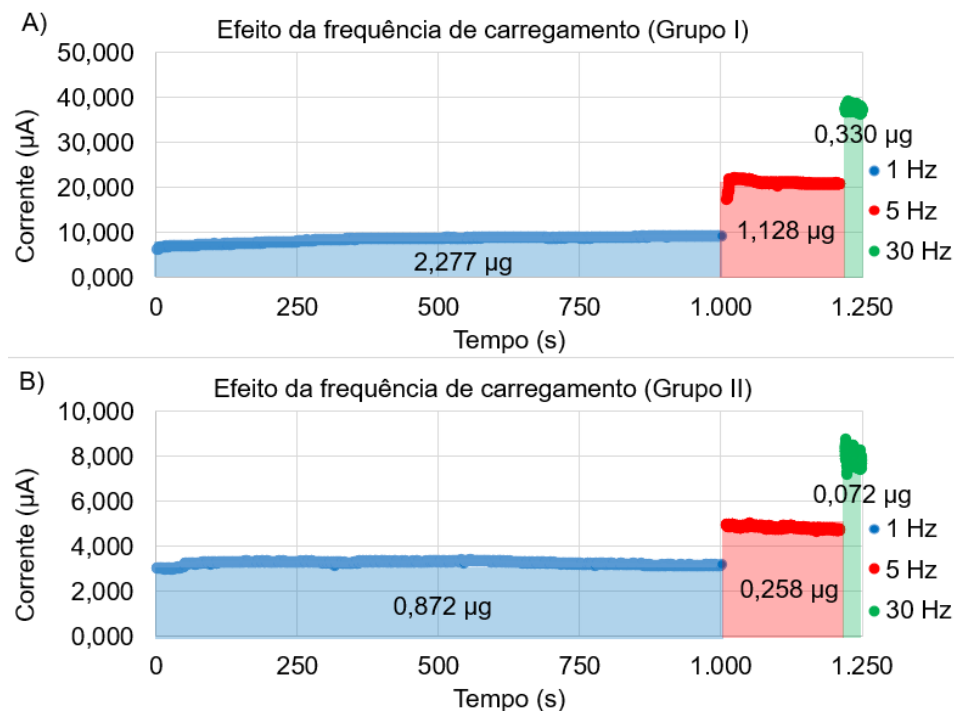


Fonte: Elaborado pelo autor.

Para Swaminathan e Gilbert (2013) a frequência do ensaio de *fretting-corrosion* tende a afetar a taxa de desgaste na superfície, induzindo a mudança do potencial catódico e aumentando a taxa de corrosão. Para Goldberg e Gilbert (2003), o aumento da frequência interfere no transporte de oxigênio e afeta a repassivação. De fato, o aumento da frequência induz uma maior corrosão, visto que a corrente aumenta significativamente com o aumento da frequência, como pode ser visto na Figura 62. Isto ocorre devido a remoção da camada passiva em um menor intervalo de tempo, reduzindo com isso o tempo para repassivação da liga e tornando a superfície mais suscetível a corrosão. Outro fator está relacionado ao tempo de transporte de oxigênio para dentro da fresta, que tende a permanecer igual independente da frequência. Logo, quanto maior a frequência de carregamento, menor a atuação do oxigênio na repassivação da liga.

Entretanto, pelos resultados do ensaio de *fretting-corrosion*, o aumento da corrente e conseqüentemente da corrosão não foi suficiente para compensar a redução do tempo total de sollicitação mecânica. Desta forma, ao avaliar o implante em diferentes frequências e com a mesma quantidade de ciclos de carregamento, ocorre uma redução contínua da perda de massa em função da redução do tempo de sollicitação mecânica, reduzindo assim a atuação do processo corrosivo. Esse efeito pode ser visualizado melhor na Figura 64 ao comparar as frequências de 1, 5 e 30 Hz para os dois grupos, onde o aumento da frequência de carregamento induz um aumento da corrente dentro de um menor intervalo de tempo, fazendo com que ocorra uma redução da perda de massa.

Figura 64 – Efeito da variação da frequência na redução de perda de massa da superfície de contato haste-cimento.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Oladokun (2017) avaliou frequências de ensaio entre 1 e 5 Hz, identificando que a frequência de ensaio afeta significativamente a corrosão do par haste-cabeça fabricado com titânio-cerâmica e CoCrMo-cerâmica, para a combinação CoCrMo-CoCrMo não foi identificado uma variação significativa. Alguns autores adotaram combinações de frequências, onde 9900 ciclos eram realizados a 10 ou 15 Hz e 100 ciclos a 1 Hz, até atingir 10 milhões de ciclos, afim de simular o efeito da alteração da frequência que ocorre em casos *in vivo*, sem prejudicar o processo de repassivação da liga de CoCrMo (BAXMANN *et al.*, 2017; VICECONTI *et al.*, 1996). Na presente pesquisa, o emprego de frequências mais elevadas gerou um aumento da taxa de corrosão. Com isso, pode-se concluir que o pressuposto de que ao realizar o ensaio a 10 Hz com redução periódica a 1 Hz não há prejuízo para o processo de repassivação não é válido para o aço inoxidável utilizado na presente pesquisa.

A sugestão da norma técnica ASTM F1875 de realizar o ensaio preferencialmente a 1 Hz ou menos tende a aumentar a perda de massa, com a mesma quantidade de ciclos. Essa recomendação da norma técnica pode representar

um caso mais crítico para avaliar a resistência ao *fretting-corrosion* das próteses de quadril. Por outro lado, ensaios com frequências superiores a 10 Hz reduzem a menos da metade da perda de massa em comparação com a frequência de 3 Hz, representando um caso mais suave. O emprego da frequência de 5 Hz, máximo sugerido pela norma técnica ASTM F1875 também induz uma redução da perda de massa, porém a redução é de apenas 35%.

Independentemente da frequência de carregamento, a perda de massa da superfície de contato haste-cimento foi superior ao obtido na superfície de contato haste-cabeça ($p < 0,021$). A diferença de perda de massa entre as superfícies de contato reduziu de 1,405 μg por mil ciclos, com carregamento a 1Hz, para 0,258 μg por mil ciclos, com carregamento a 30 Hz. Sendo assim, o aumento da frequência induz uma redução da diferença de perda de massa entre as superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça. Com 5 Hz de carregamento, a diferença de perda de massa foi de 0,870 μg por mil ciclos, valor próximo ao obtido com carregamento de 3 Hz (0,989 μg por mil ciclos).

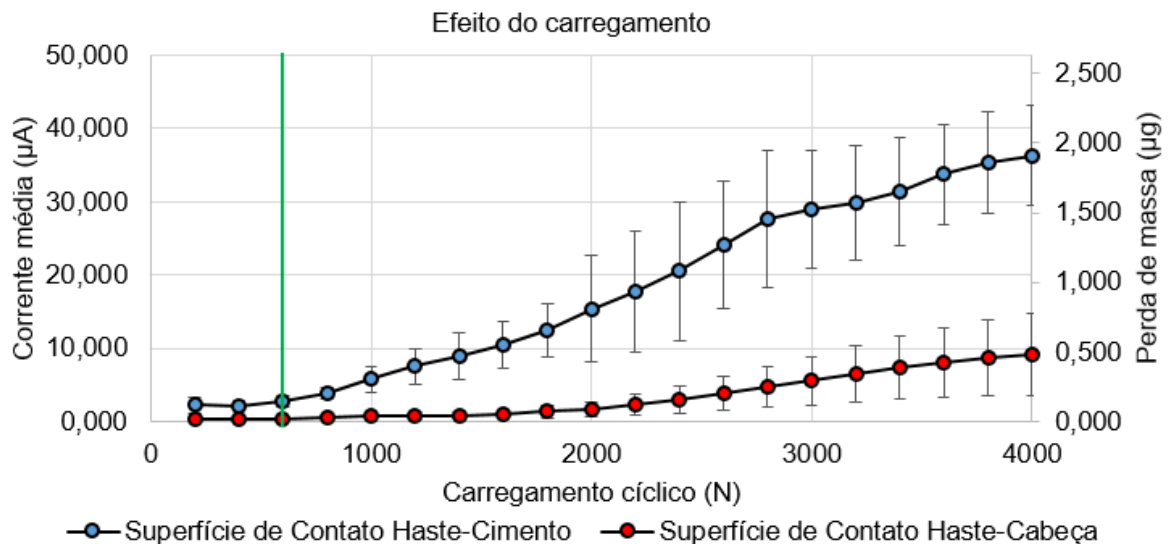
Tendo em vista o exposto, a frequência de 5 Hz foi escolhida para o ensaio de *fretting-corrosion* de longa duração, a fim de assegurar as condições de carregamento similar a marcha humana e possibilitar a finalização do teste dentro de um prazo aceitável.

4.4.2 Análise do efeito da magnitude de carregamento

A corrente média mensurada em cada intervalo de carregamento pode ser vista na Figura 65. A corrente média inicial foi de 2,255 e 0,279 μA para as superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça, respectivamente, sendo esses os valores de referências. Com 400 N de carregamento cíclico, ambas as superfícies de contato apresentaram uma variação negativa inferior a 5% da corrente média em relação ao seu respectivo valor de referência. A partir de 600 N de carregamento cíclico, ocorreu uma variação superior a 20%, com corrente média de 2,786 e 0,404 μA para as superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça, respectivamente. A partir desse valor de carregamento, todos os incrementos de carregamento induziram um aumento da corrente média e perda de massa, sendo que a superfície de contato haste-cimento

apresentava uma corrente média e perda de massa significativamente superior a superfície de contato haste-cabeça ($p < 0,040$).

Figura 65 – Variação da corrente e perda de massa em função do carregamento. A linha verde indica carregamento mínimo necessária para início da degradação por *fretting-corrosion*. Frequência de Carregamento de 5 Hz.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O carregamento mínimo necessário para iniciar a degradação por *fretting-corrosion* foi 600 N para ambas as superfícies de contato, porém a superfície de contato haste-cimento apresentou uma corrente média superior a superfície de contato haste-cabeça com carregamento de 600 N e para os intervalos de carregamento subsequentes. A corrente identificada com 600 N de carregamento é denominada de corrente de *onset* (OUELLETTE *et al.*, 2019; PIERRE *et al.*, 2018). Este valor de carregamento foi similar ao identificado por Goldberg and Gilbert (2003) para hastes e cabeças de Ti6Al4V-CoCrMo (600-900 N) e CoCrMo-CoCrMo (500-800 N), porém inferior a implantes mais modernos, como relatado por Pierre *et al* (2018) para Ti6Al4V-CoCrM (1000-1400 N) e por Ouellette *et al* (2019) para CoCrMo-CoCrMo (1000 N). Os valores de *onset* citados são apenas da superfície de contato haste-cabeça, visto que não foram identificados estudos que avaliem a corrente de *onset* da superfície de contato haste-cimento.

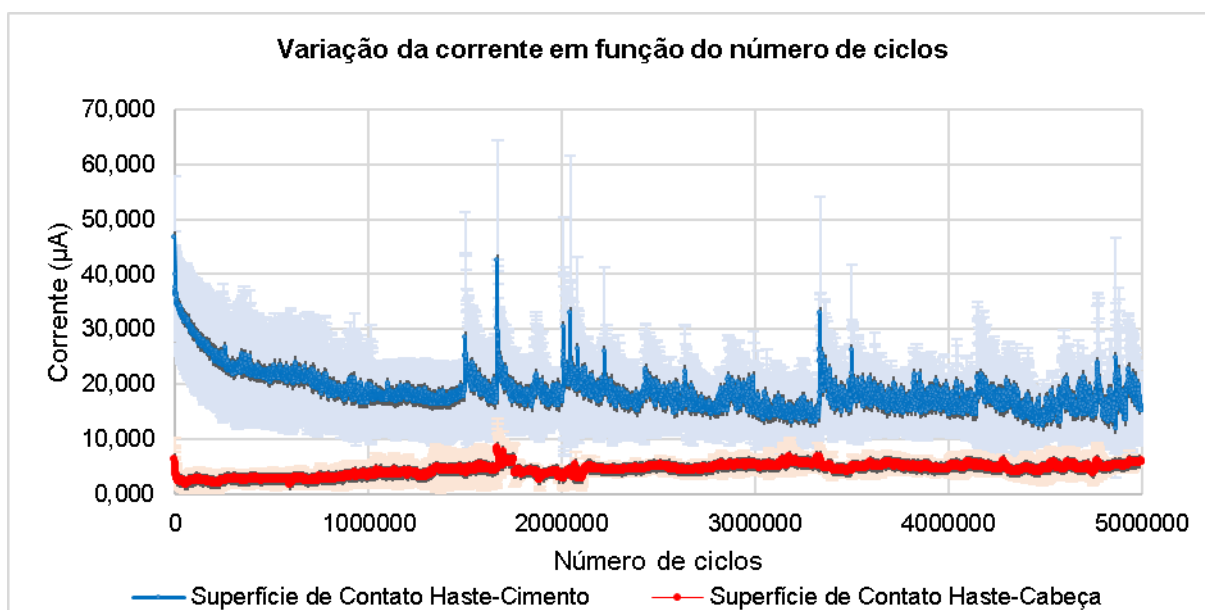
Rowan *et al.* (2018) ressalta que o valor de *onset* pode ser utilizado para identificar se a atividade do paciente poderia gerar uma força suficiente para início de *fretting-corrosion*. A força suportada pelo implante durante a caminhada varia de 2,4 a 4,4 vezes o peso corporal (BERGMANN *et al.*, 2010, 2016; SCHWACHMEYER *et al.*, 2013). Sendo assim, para evitar o início do mecanismo de *fretting-corrosion* o paciente deveria ter uma massa corporal entre 13 a 25 kg. Desta forma, certamente os implantes estudados serão degradados pelo mecanismo de *fretting-corrosion* quando implantados, dado que a massa corporal média da população adulta em todo o mundo é cerca de 62 kg (WALPOLE *et al.*, 2012).

4.4.3 **Análise do efeito do mecanismo de *fretting-corrosion* por tempo prolongado**

Durante todo o ensaio de *fretting-corrosion*, a superfície de contato haste-cimento apresentou uma maior corrente de corrosão do que a superfície de contato haste-cabeça, como pode ser observado na Figura 66. As superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça apresentaram os maiores valores de corrente nos ciclos iniciais, 46,814 μA e 6,394 μA , respectivamente. Ao longo do ensaio, a corrente foi reduzindo gradativamente até atingir um patamar. Em média, a corrente das superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça foi 18,768 μA e 4,472 μA , respectivamente. Durante o ensaio ocorreram paradas para coleta da solução e paradas não programadas, devido a problemas operacionais²⁰ que não interferiram no ensaio. Ao reiniciar o ensaio ocorria um aumento da corrente média para todas as superfícies de contato, reduzindo posteriormente até retomar ao patamar.

²⁰ Ocorreram paradas devido à falta de energia, falta de água ou por causa de paradas realizadas pelo software.

Figura 66 – Variação da corrente durante o ensaio prolongado para as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento.



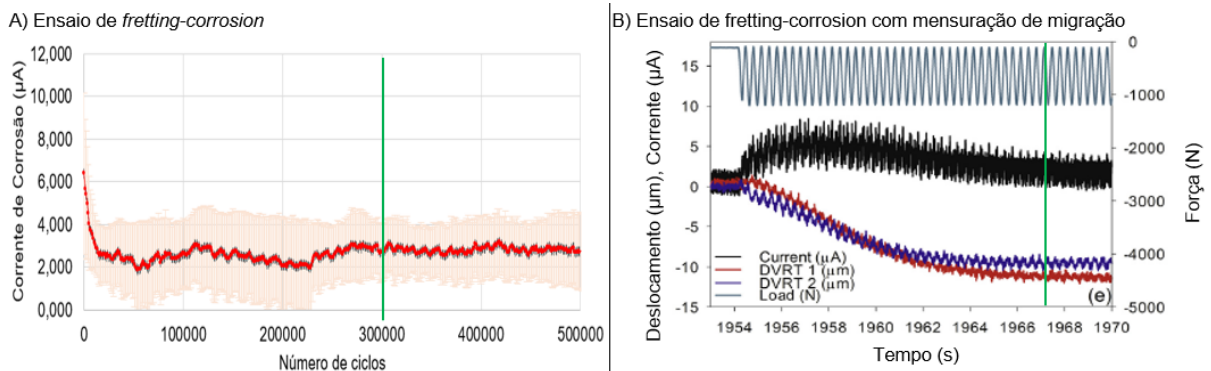
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os valores elevados de corrente de corrosão, identificados nos instantes iniciais, com posterior redução ao longo do tempo também foram identificadas por outros autores nas superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça (BRYANT *et al.*, 2013a; GILBERT; MEHTA; PINDER, 2009; OUELLETTE *et al.*, 2019). Esse comportamento está associado ao processo de acomodação entre as superfícies dos cones da haste e da cabeça e do corpo da haste e o cimento ósseo, promovendo uma elevada translação, conhecido como subsidência, que tende a reduzir até atingir um patamar (JAUCH *et al.*, 2014; OUELLETTE *et al.*, 2019). Além do mais, durante o processo de acomodação também ocorre a micromovimentação da haste. Com isso, há uma combinação da subsidência com micromovimentação nos ciclos iniciais que influencia a resposta do material ao carregamento imposto.

A estabilização da corrente de corrosão do grupo II ocorreu após cerca 300 mil ciclos (Figura 67A). As hastes avaliadas por Gilbert, Mehta e Pinder (2009) com 45 mil ciclos de carregamento apresentaram redução drástica da corrente, 29% do valor inicial. Nas hastes e cabeças avaliadas por Ouellette *et al* (2019) ocorreu uma subsidência 10 µm até 30 ciclos, após isso apenas ocorreu a micromovimentação entre os componentes e a corrente de corrosão atingiu um patamar (Figura 67B). Isto

é um indicativo de que a subsidência em conjunto com a micromovimentação induz uma maior corrente de corrosão, que tende a estabilizar em um patamar, após cessar a subsidência, permanecendo apenas o efeito da micromovimentação.

Figura 67 – Estabilização da corrente de corrosão da superfície de contato haste-cabeça. A partir da linha verde ocorre a estabilização da corrente (A) e do deslocamento (B)

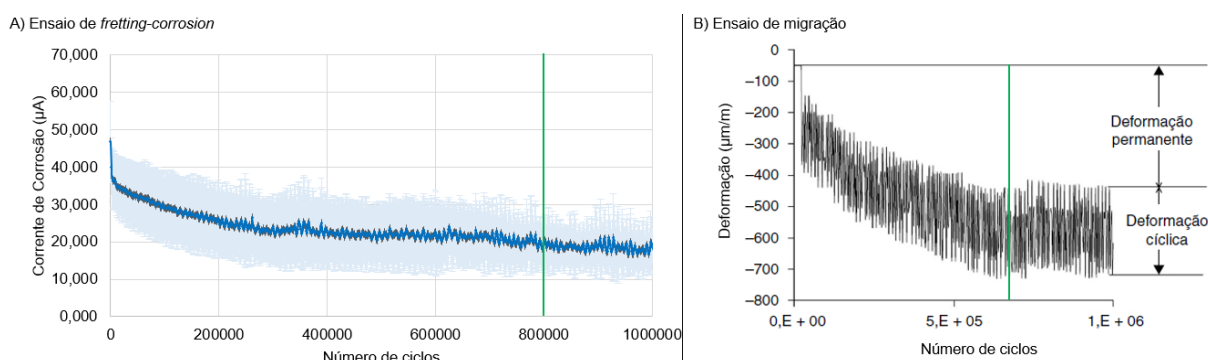


Fonte: Elaborado pelo autor;

Na avaliação da superfície de contato haste-cimento, Bryant *et al* (2013a) identificou um elevado valor de corrente de corrosão nos ciclos iniciais com posterior redução de forma significativa até o final de 1 milhão de ciclos, sem alcançar um patamar. Este resultado foi diferente do encontrado na presente pesquisa, onde as hastes alcançaram um patamar após 1 milhão de ciclos, porém as mesmas foram avaliadas até 5 milhões de ciclos, o que tornou possível a detecção do patamar. É possível que a haste avaliada por Bryant *et al* (2013a) também atingisse um patamar de corrente de corrosão, mas para tanto seria necessário realizar o ensaio por um tempo superior ao realizado.

No caso da superfície de contato haste-cimento, as hastes alcançaram um patamar de corrente de corrosão em cerca de 800 mil ciclos (Figura 68A). Griza *et al* (2015) buscou avaliar a migração da haste no cimento ósseo, identificando que o efeito da fluência permanece por um longo período, porém a partir de cerca de 600 mil ciclos a deformação permanente estabiliza, enquanto que a amplitude de deformação permanece inalterada (Figura 68B).

Figura 68 – Estabilização da corrente de corrosão da superfície de contato haste-cimento. A partir da linha verde ocorre a estabilização da corrente (A) e da deformação (B)



Fonte: A) Elaborado pelo autor; B) Adaptado de Griza *et al* (2015).

O maior intervalo de tempo para acomodação da haste ocorre devido ao efeito da fluência do polímero PMMA, principal constituinte do cimento ósseo. Provavelmente devido a contínua subsidência da haste no cimento, a corrente de corrosão mensurada na presente pesquisa somente atingiu um patamar após 800 mil ciclos, valor significativamente superior ao identificado para superfície de contato haste-cabeça. Após essa quantidade de ciclos é possível que o efeito da fluência tenha cessado, eliminando ou reduzindo significativamente a subsidência da haste no cimento ósseo. Com isso, a degradação da superfície passou a ser induzida apenas pela micromovimentação da haste contra o cimento e não mais combinada com o efeito de subsidência.

Durante todo o ensaio, a corrente de corrosão mensurada na superfície de contato haste-cimento apresentou uma média superior ao obtido para a superfície de contato haste-cabeça. A composição química, dureza, acabamento de superfície, tensão de contato e micromovimentação são os fatores normalmente avaliados para compreensão do dano por *fretting-corrosion*.

A diferença de corrente de corrosão certamente não está relacionada ao material da haste, visto que a composição química e dureza são iguais, como descrito no item 4.1. Com isso, as diferenças encontradas estão relacionadas à interação com a outra superfície de contato, cabeça e cimento ósseo.

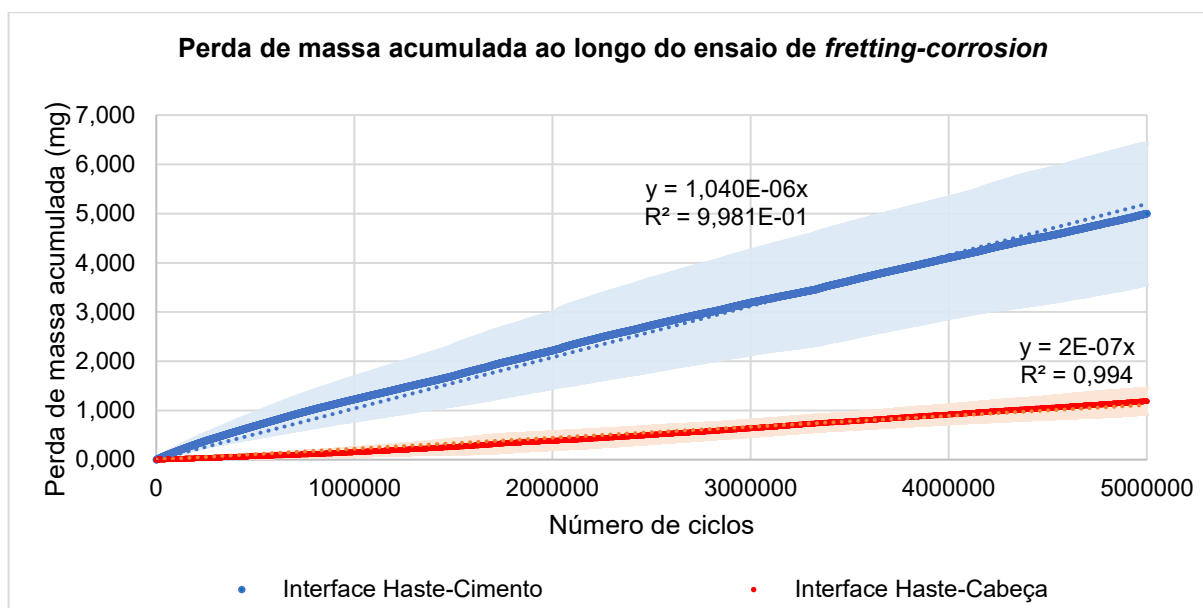
Pela análise *in silico*, a tensão de contato mensurada na superfície de contato haste-cabeça (57,39 MPa) foi superior ao obtido para superfície de contato haste-cimento (8,22 MPa). O aumento da tensão de contato comumente está relacionado

ao incremento de degradação por *fretting-corrosion* (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b; DYRKACZ et al., 2014). Contudo, ao analisar superfícies de contato diferentes, esta correlação não pode ser aplicada diretamente e as diferenças de corrente de corrosão não podem ser justificadas pela tensão de contato.

Através da análise *in silico*, as micromovimentações médias foram 1,5 μm e 14,2 μm para as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento, respectivamente. A menor rigidez do cimento ósseo em comparação com o material da haste, cerca de dez vezes inferior, induz a uma micromovimentação elevada quando comparado com a superfície de contato haste-cabeça. Uma elevada micromovimentação tende à aumentar a degradação por *fretting-corrosion* (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b; DYRKACZ et al., 2014). Desta forma, ao aplicar o carregamento mecânico, a superfície de contato haste-cimento passa a apresentar uma corrente de corrosão elevada e significativamente superior a superfície de contato haste-cabeça.

Ao aplicar a lei de Faraday para o cálculo da perda de massa (Equação 1), a diferença de degradação entre as superfícies de contato torna-se mais clara. O corpo da haste teve uma perda de massa superior ao cone da cabeça e da haste durante todo o ensaio de *fretting-corrosion* ($p < 0,001$). Ao final do ensaio, a perda de massa acumulada foi de 5,000 mg, para o corpo da haste, e de 1,190 mg, para o cone da cabeça e haste. A taxa de perda de massa linear foi de 1,040 e 0,222 mg por milhão de ciclos para as superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça, respectivamente. A regressão linear apresentou um coeficiente de determinação, R^2 , superior a 0,980, demonstrando que o modelo linear se ajusta aos resultados de perda de massa.

Figura 69 – Perda de massa acumulada durante o ensaio prolongado para as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A taxa de perda de massa apresentou um comportamento claramente linear, tendo em vista que a corrente de corrosão atinge um patamar até 20% do tempo de ensaio e com isso a taxa de perda de massa permanece praticamente constante durante o restante do ensaio de *fretting-corrosion*.

No trabalho desenvolvido por Bryant *et al.* (2016) com hastes polidas e jateadas, a perda de massa ao final de 500 mil ciclos foi 1,4 e 0,2 mg, respectivamente. Considerando o mesmo tempo de ensaio, a perda de massa do corpo das hastes do grupo I foi de $0,688 \pm 0,237$ mg, valor inferior as hastes polidas e superior as hastes jateadas Bryant *et al.* (2016). A menor perda de massa poderia demonstrar uma vantagem das hastes do grupo I em relação as avaliadas por Bryant *et al.* (2016). Entretanto, Bryant *et al.* (2016) utilizaram uma frequência e força inferior ao praticado na presente pesquisa.

No estudo realizado por Bingley *et al.* (2018), a perda de massa da superfície de contato haste-cabeça após 1 milhão de ciclos variou entre 0,01 a 0,24 mg. Com um tempo de ensaio equivalente, a perda de massa dos cones das hastes e cabeças do grupo II foi de $0,152 \pm 0,086$ mg. O valor de perda de massa do grupo II foi

equivalente ao que Bingley *et al* (2018) obteve para as hastes de aço inoxidável com cabeça femoral de CoCrMo.

A superfície de contato haste-cimento apresentava uma maior corrente ao longo do ensaio, conseqüentemente a perda de massa acumulada também foi superior e essa superfície de contato foi mais degradada pelo mecanismo de *fretting-corrosion* do que a superfície de contato haste-cabeça. Desta forma, a degradação superfície de contato haste-cimento, pelo experimento realizado, promove uma maior liberação de íons e partículas do que a superfície de contato haste-cabeça. Os valores de perda de massa estão de acordo com os obtidos por Bryant *et al.* (2016) e Bingley *et al* (2018), reforçando que a superfície de contato haste-cimento pode ser a mais degradada.

Vários pesquisadores consideram a degradação da superfície de contato haste-cabeça como a maior responsável pela liberação de íons e partículas metálicas, sendo essa superfície de contato a mais estudada atualmente (GOLDBERG *et al.*, 2002; SHULMAN *et al.*, 2015). Entretanto, os resultados do presente trabalho demonstram que a superfície de contato haste-cimento é a mais degradada.

Na superfície de contato haste-cimento a degradação ocorreu devido a micromovimentação entre as partículas metálicas e de dióxido de zircônio contra o corpo da haste. Estas partículas possuem uma dureza superior ao corpo da haste e com isso desgastam a superfície do metal, eliminando assim a camada passiva sucessivas vezes e possibilitando a corrosão do metal, gerando desta forma o mecanismo de *fretting-corrosion* (WILLERT *et al.*, 1996). Como a micromovimentação entre a haste e o cimento foi elevada, a degradação do corpo da haste também foi maior.

Análise de explantes indicaram que parte das partículas metálicas provenientes da superfície de contato haste-cimento também podem migrar para fora das frestas e interagir com o tecido humano, provocando reações teciduais adversas (BRYANT, 2013; PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011; ZAHIRI *et al.*, 1999). Sendo assim, a degradação da superfície de contato haste-cimento pode ser potencialmente mais nociva ao corpo humano, levando a uma série de reações adversas que até então são atribuídas principalmente a degradação da superfície de contato haste-cabeça.

4.5 IDENTIFICAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DOS ÍONS METÁLICOS

A solução do ensaio foi coletada em 33%, 66% e 100% do progresso do ensaio de cada amostra dos dois grupos. A perda de massa iônica total, ao final de 5 milhões de ciclos do ensaio de *fretting-corrosion*, foi de $10,618 \pm 3,213$ mg e $6,382 \pm 0,594$ mg para as superfícies de contato haste-cimento (grupo I) e haste-cabeça (grupo II), respectivamente. Através do método de quantificação de íons, o corpo da haste novamente apresentou uma maior perda de massa total em relação ao cone da haste e cabeça ($p = 0,044$). Esse resultado reforça a hipótese de que a degradação da superfície de contato haste-cimento, para o modelo e material do implante utilizado, gera uma maior quantidade de íons metálicos, podendo ser potencialmente mais nociva para o corpo humano.

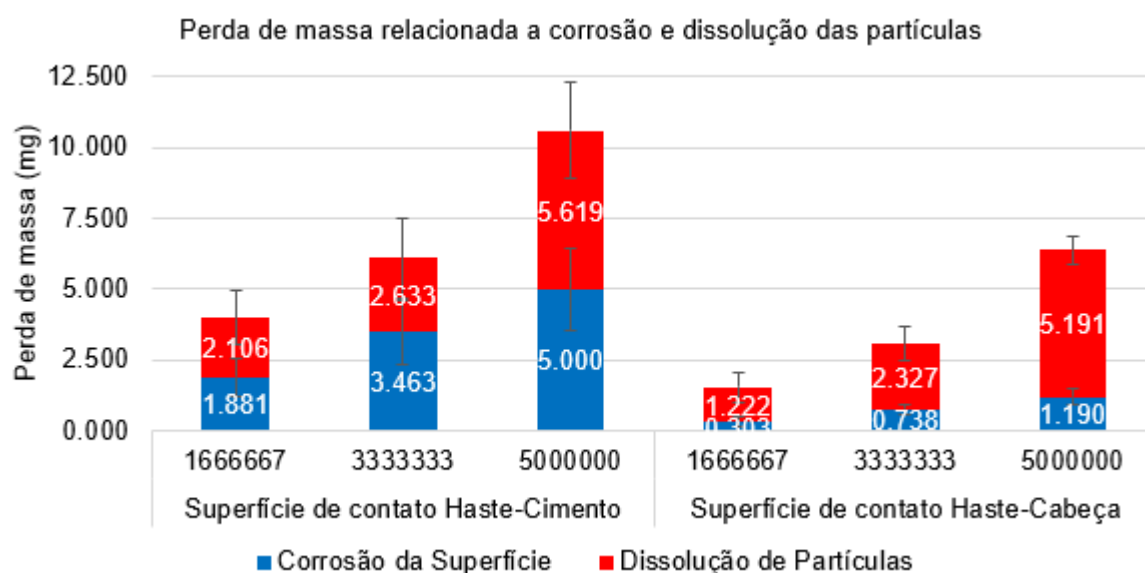
No caso da superfície de contato haste-cimento, Bryant (2013) avaliou o efeito dos constituintes do cimento ósseo no aumento de perda de massa iônica de hastes de CoCrMo, identificando uma perda de massa entre 0,79 a 1,44 mg após 500 mil ciclos. Para o mesmo intervalo de tempo e realizando uma regressão linear, as amostras do grupo I, fabricadas com aço inoxidável, apresentaram cerca de 1,062 mg de perda de massa iônica, valor dentro do identificado por Bryant (2013).

No estudo de Baxmann *et al* (2017) para hastes bi-modulares de CoCrMo, avaliadas com uma solução e carregamento mecânico similar ao realizado na presente pesquisa, a taxa de perda de massa iônica foi de 1,70 mg por milhão de ciclo, ou 8,5 mg em 5 milhões de ciclos. No caso das amostras do grupo I, a perda de massa iônica total ao final de 5 milhões de ciclos foi inferior ao identificado por Baxmann *et al* (2017). Apesar das ligas de CoCrMo possuírem uma maior resistência ao desgaste e maior resistência à corrosão do que aços inoxidáveis austeníticos para implantes ortopédicos (FLORES, 2015), as hastes e cabeças do grupo II, fabricadas com aço inoxidável, apresentaram um desempenho superior. Este resultado é mais uma evidência de que a partição da haste em módulos pode ser um fator que tende a aumentar a degradação por *fretting-corrosion* e, conseqüentemente, induzir uma maior liberação de partículas.

A perda de massa total a partir da quantificação de íons foi superior ao obtido através do monitoramento eletroquímico durante o ensaio de *fretting-corrosion*. Isto ocorre pela fração de íons liberadas através da dissolução de partículas metálicas, o que não é identificado pela técnica eletroquímica (BRYANT, 2013). Ao quantificar os íons por ICP-MS, os íons liberados tanto pela corrosão quanto pela dissolução das partículas são mensurados.

A fração referente à dissolução de partículas pode ser quantificada descontando os valores obtidos pelo cálculo de perda de massa por Faraday, como observado na Figura 70. Com isso, a fração relativa de perda de massa por dissolução de partículas variou de 2,106 a 5,616 mg para superfície de contato haste-cimento e de 1,222 a 5,191 mg para superfície de contato haste-cabeça, sem apresentar uma diferença significativa entre os intervalos ($p > 0,249$). Em relação a corrosão da superfície pura ou mecanicamente assistida, a perda de massa variou de 1,881 a 5,000 mg para superfície de contato haste-cimento e 0,303 a 1,190 mg para superfície de contato haste-cabeça, com uma diferença significativa em todos os intervalos mensurados ($p < 0,010$).

Figura 70 – Variação da perda de massa por corrosão da superfície e dissolução de partículas durante o ensaio prolongado para as superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento.

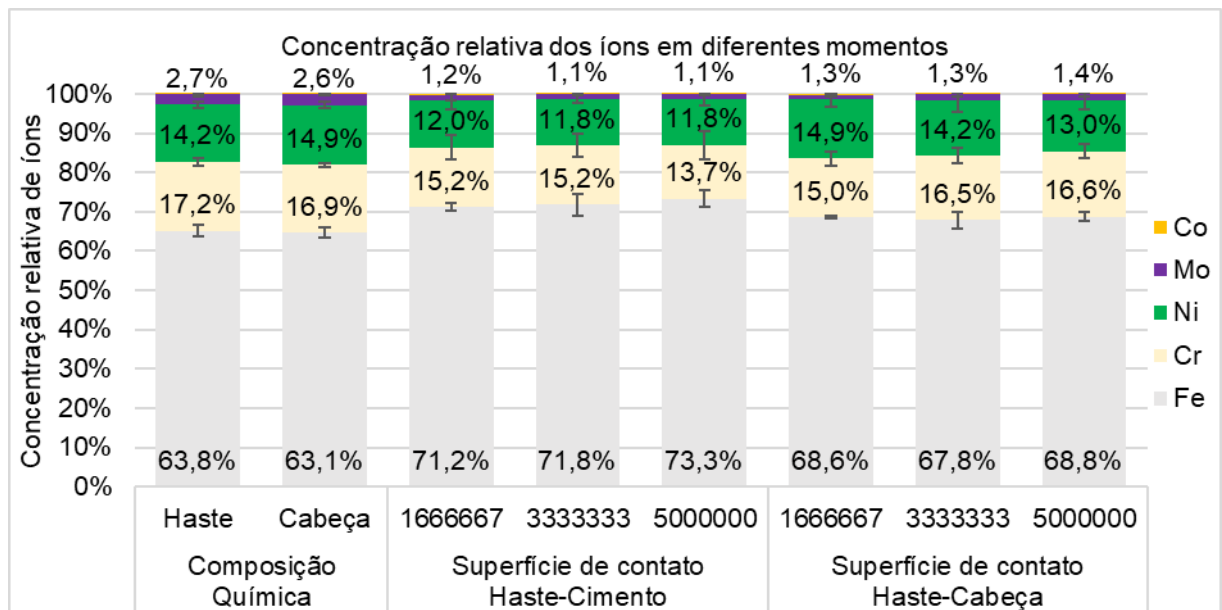


Fonte: Elaborado pelo autor.

A perda de massa do corpo da haste referente à corrosão e dissolução de partículas foi superior em relação ao cone da haste e da cabeça femoral. Com isso, a quantidade de partículas metálicas da superfície de contato haste-cimento também foi superior. Entretanto, a fração total referente à dissolução de partículas oriundas da superfície de contato haste-cabeça correspondeu a $79,1 \pm 2,8\%$, enquanto que a superfície de contato haste-cimento apresentou uma dissolução relativa de $49,6 \pm 5,6\%$. Isto pode estar relacionado ao fato de que uma quantidade maior das partículas da superfície de contato haste-cabeça consegue migrar mais facilmente para fora da superfície de contato. No caso da superfície de contato haste-cimento, há uma maior retenção das partículas no cimento ósseo, fazendo com que a corrosão dessas partículas seja menor.

Praticamente para todos os íons, das duas superfícies de contato, a quantidade relativa de íons foi diferente ($p < 0,042$) em relação a composição química do material da haste e cabeça, como pode ser observado na Figura 71. Entre os intervalos de coleta, a variação da quantidade de íons não foi significativa para ambas as superfícies de contato ($p > 0,090$).

Figura 71 – Composição química dos implantes e variação da quantidade relativa de íons em função do tempo de ensaio. Os valores de cobalto foram inferiores a 0,4%.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A composição relativa dos íons liberados das duas superfícies foi similar a composição química da haste e da cabeça, sendo que a quantidade relativa de íons de ferro dos dois grupos foi de 4% a 10% superior a composição química do material dos implantes e os demais íons tiveram uma variação inferior a 4%. Este resultado foi diferente dos estudos realizados por Bryant *et al* (2013b) e Baxmann *et al* (2017) com próteses de quadril de CoCrMo, possuindo uma quantidade de cobalto originalmente inferior a 69%. Bryant *et al* (2013b) estudaram o efeito da degradação na superfície de contato haste-cimento, com uma predominância de liberação de íons de cobalto e concentração acima de 95%. De forma similar, Baxmann *et al* (2017) avaliou a degradação da superfície de contato haste-cabeça de próteses de CoCrMo, obtendo resultado similar, identificando uma concentração de íons de cobalto acima de 97%.

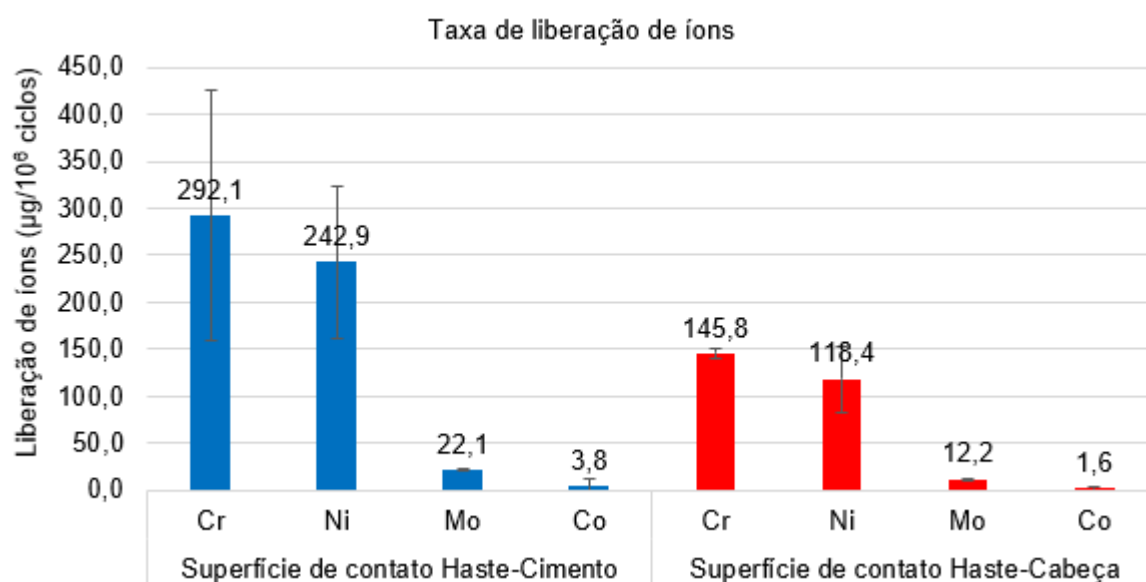
Diferentemente dos estudos de Bryant *et al* (2013b) e Baxmann *et al* (2017), os íons liberados das amostras do grupo I e II mantiveram uma quantidade relativa similar a composição original. Fator positivo, dado que o íon de ferro permaneceu como o íon mais abundante na solução e possui um nível de citotoxicidade muito baixo, apenas concentrações acima de 50 mg/L podem gerar um efeito prejudicial (ZHU *et al.*, 2009). Além do mais, a maior liberação de íons de cobalto nas próteses de CoCrMo é um fator negativo, visto que é um dos íons mais tóxicos das ligas normalmente utilizadas para próteses de quadril, por induzir a formação de pseudotumores com concentrações superiores a apenas 2,8 µg/L (KWON *et al.*, 2017).

A quantidade relativa de íon Fe foi de $72,1 \pm 1,1\%$ e $68,4 \pm 0,5\%$ da interface haste-cimento e haste-cabeça, respectivamente. No entanto, o efeito citotóxico desse íon é muito baixo. Por esse motivo, foram calculadas as taxas de liberação de íons apenas dos íons mais citotóxicos (Cr, Ni, Mo e Co).

A superfície de contato haste-cimento apresentou a maior taxa de liberação média de íons para todos os íons avaliados, como pode ser visto na Figura 72. A taxa de liberação de íons Cr foi a maior para ambas as superfícies de contato, mas sem diferença significativa entre as interfaces ($p = 0,098$). A taxa de liberação de íons Ni da superfície de contato haste-cimento foi maior que a superfície de contato haste-cabeça ($p = 0,021$). As taxas de liberação de íons Mo e Co foram respectivamente 10

e 100 vezes inferior aos outros íons, de ambas as superfícies de contato, como pode ser observado na Figura 72.

Figura 72 – Taxa de liberação de íons de Cr, Ni, Mo e Co para as superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça.



Fonte: Elaborado pelo autor.

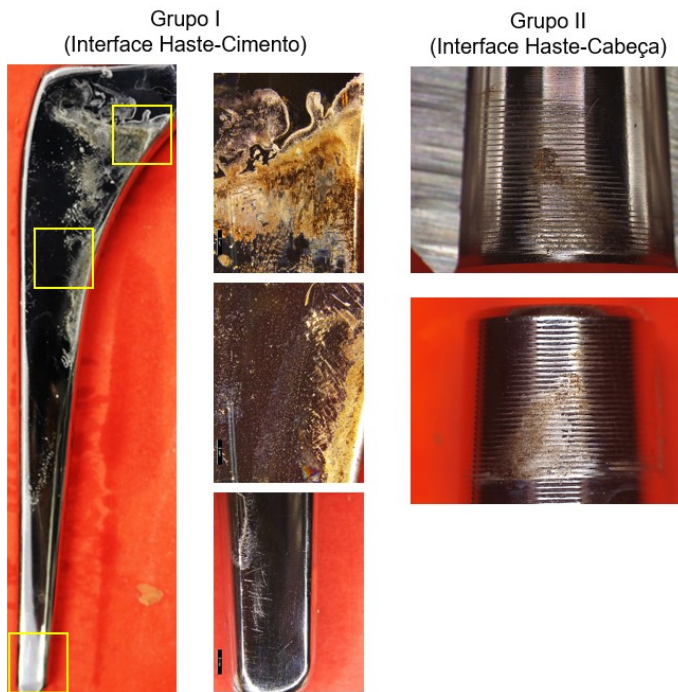
A taxa de liberação de íons Cr, Ni, Mo e Co da superfície de contato haste-cimento foi duas vezes maior que a superfície de contato haste-cabeça. A liberação destes íons pode promover a morte de fibroblastos, osteoblastos e macrófagos, além de gerar pseudotumores, com concentrações inferiores a 10 µg / L (KWON et al., 2009, 2017; LI et al., 2010; SCHEDULE et al., 1995; ZHOU et al., 2009). Assim, a alta quantidade de íons metálicos liberados da superfície de contato haste-cimento, do modelo e material avaliado na presente pesquisa, torna a degradação dessa superfície mais prejudicial ao corpo humano, devido à indução de reações adversas nos tecidos (BRYANT, 2013; GOLDBERG et al., 2002; SHULMAN et al., 2015).

4.6 ANÁLISE DA SEVERIDADE DE *FRETTING-CORROSION* E CORRELAÇÃO COM ANÁLISE *IN SILICO*

Todas as hastes do grupo I apresentavam evidências de degradação por *fretting-corrosion* em várias partes do corpo, principalmente a região proximal, como

pode ser visto na Figura 73. De acordo com o critério de Bryant (2013), as hastes do grupo I possuíam uma severidade predominantemente grau 2, severidade baixo-moderada, exceto uma haste que apresentou grau 3, severidade moderada. Na Figura 73 pode-se observar que os cones das hastes e das cabeças do grupo II possuíam degradação por *fretting-corrosion*, principalmente na região distal-lateral. Pelo critério de Goldberg *et al* (2002), dois pares de hastes e cabeças do grupo II seriam classificadas com o grau 4, severo, e um par seria classificado com grau 3.

Figura 73 – Imagens macroscópicas das regiões mais degradadas do corpo da haste (grupo I) e do cone da cabeça e da haste (grupo II).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os cones das cabeças e hastes apresentaram o nível mais severo de degradação por *fretting-corrosion*, por apresentar uma área superior a 10% com evidências de corrosão e óxidos pretos. Goldberg *et al* (2002) e Hothi *et al* (2014) avaliaram explantes de hastes e cabeças femorais de CoCrMo e ligas de titânio. O valor máximo de severidade foi encontrado para minoria das análises de explantes realizada por Goldberg *et al* (2002) e Hothi *et al* (2014), tendo a maioria grau 1 e 2, respectivamente. Com isso, os valores encontrados na análise *in vitro* para o grupo II foram superiores ao identificado na maioria dos explantes.

A maior severidade identificada nos cones das hastes e das cabeças do grupo II possivelmente está relacionada ao material e ao acabamento da superfície. As hastes e cabeças do grupo II são de aço inoxidável, material que possui uma resistência à corrosão inferior às ligas de titânio e CoCrMo, logo tendem a ser mais suscetíveis a degradação por *fretting-corrosion* (BRYANT, 2013; FLORES, 2015; OLADOKUN, 2017). Adicionalmente, os valores do parâmetro Ra dos cones das hastes ($3,640 \pm 0,319 \mu\text{m}$) foram próximos ao identificado nos cones das hastes (2,79 a $4,14 \mu\text{m}$) associados com a redução da rigidez de encaixe, a concentração de forças cisalhantes e conseqüentemente aumento da suscetibilidade ao *fretting-corrosion* (JAUCH-MATT; MILES; GILL, 2017; PANAGIOTIDOU *et al.*, 2013). Com isso, a combinação de um material com menor resistência à corrosão e acabamento de superfície inadequado podem ter induzido uma degradação por *fretting-corrosion* superior ao normalmente encontrado em análise de explantes.

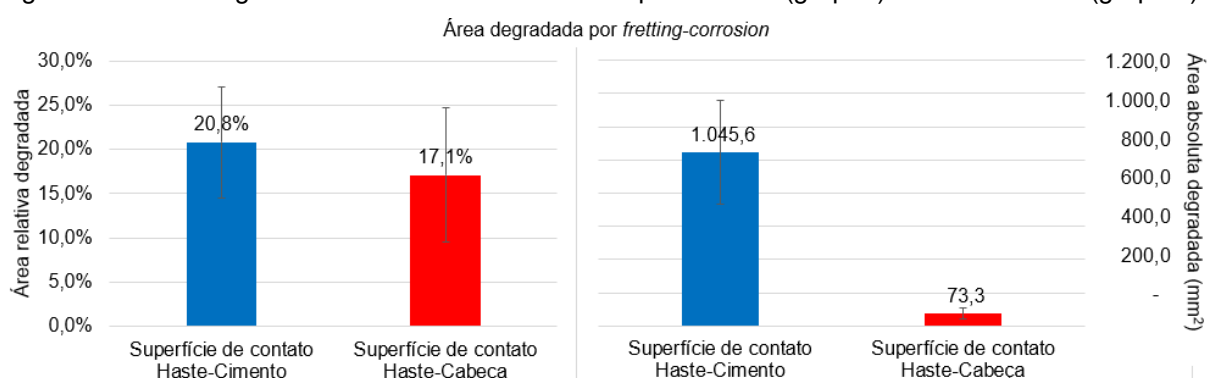
No caso do corpo da haste, a maioria das hastes possuía grau de severidade majoritariamente 2. Esse nível de degradação é classificado como baixo-moderado, correspondendo ao encontrado na maioria dos explantes avaliados por Bryant (2013) e Hothi *et al* (2016). Com isso, o nível de degradação identificado no corpo das hastes do grupo I foi correspondente com a realidade clínica. Este é um fator positivo que demonstra que a elevada perda de massa por Faraday (Figura 69) e iônica (Figura 70) da superfície de contato haste-cimento, de fato pode ocorrer no corpo humano.

Desta forma, o ensaio *in vitro* de *fretting-corrosion* para superfície de contato haste-cimento (grupo I) apresentou um nível de degradação compatível com a maioria dos explantes avaliados por Bryant (2013) e Hothi *et al* (2016). Já o ensaio de *fretting-corrosion* para superfície de contato haste-cabeça (grupo II), gerou um nível de degradação superior ao normalmente encontrado nos explantes avaliados por Goldberg *et al* (2002) e Hothi *et al* (2014), o que pode ser um indício de que o ensaio para a superfície de contato haste-cabeça foi mais severo do que a realidade clínica ou que a combinação de cones da cabeça e haste de aço inoxidável com um acabamento de superfície inadequado geraram uma condição mais propícia à degradação por *fretting-corrosion*.

A avaliação de severidade de *fretting-corrosion* do corpo e do cone da haste possuem critérios diferentes, de forma que uma medida complementar é necessária

para comparar a degradação das superfícies de contatos. A área total analisada do corpo da haste (grupo I) e do cone da haste (grupo II) foi de 5028,1 e 428,2 mm², respectivamente. Do ponto de vista de área relativa, não há uma diferença significativa ($p = 0,274$) entre a degradação do corpo da haste ($20,8 \pm 6,2\%$) e do cone da haste ($17,1 \pm 7,6\%$). Entretanto, a área absoluta degradada do corpo da haste ($1045,6 \pm 314,1$ mm²) foi, em média, 14 vezes superior ao cone da haste ($73,3 \pm 33,1$ mm²), valor significativamente superior ($p = 0,016$), como pode ser observado na Figura 74.

Figura 74 – Área degradada relativa e absoluta do corpo da haste (grupo I) e cone da haste (grupo II).



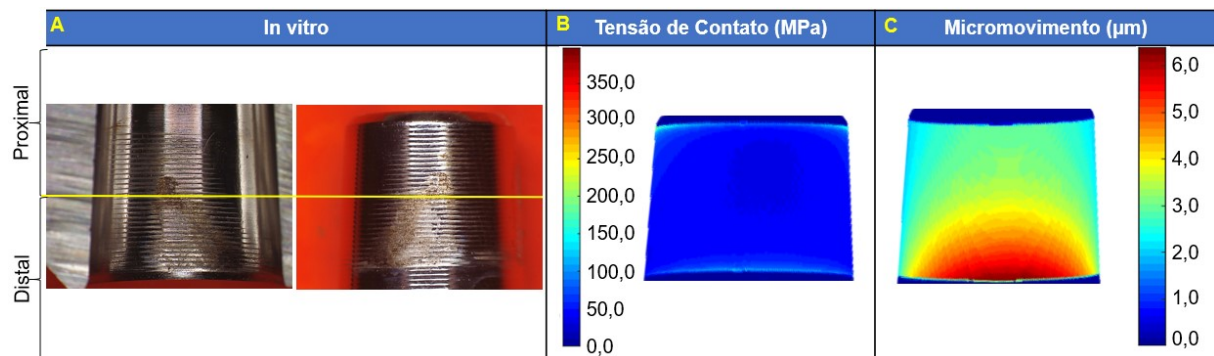
Fonte: Elaborado pelo autor.

A maior área afetada é uma evidência de que o corpo da haste é a superfície mais degradada, e, conseqüentemente, a principal responsável pela perda de massa e liberação de íons, para o modelo e material dos implantes analisados. Esta hipótese é confirmada pela perda de massa por Faraday (Figura 69) e perda de massa iônica por ICP-MS (Figura 70), o que demonstraram que a degradação do corpo da haste foi superior àquela quantificada na superfície de contato haste-cabeça.

Apesar da maior severidade de *fretting-corrosion*, identificadas no cone das cabeças e hastes (grupo II), o corpo das hastes (grupo I) apresentou a maior área degradada e a maior perda de massa. Com isso, a quantificação da área total é uma medida que pode ser adotada para análise de explantes para identificar qual das superfícies seria a mais responsável pela liberação de íons e partículas metálicas. A utilização direta dos critérios de severidade de *fretting-corrosion* para identificação das superfícies mais degradadas poderia resultar em uma interpretação equivocada.

A região distal-medial apresentou a maior severidade de *fretting-corrosion* tanto no cone da haste quanto no cone da cabeça, como pode ser observado na Figura 75. Pelo resultado da análise *in silico*, a região distal apresentou o maior microdeslizamento, entre 4 e 6,4 μm (Figura 75C), e um valor de tensão de contato entre 40 e 130 MPa (Figura 75B). A região proximal-medial, região não degradada, apresentava um microdeslizamento entre 3 a 4 μm , e uma tensão de contato entre 40 e 70 MPa.

Figura 75 – Relação entre região degradada por *fretting-corrosion* do cone da cabeça e da haste (A), tensão de contato (B) e microdeslizamento (C).



Fonte: Elaborado pelo autor.

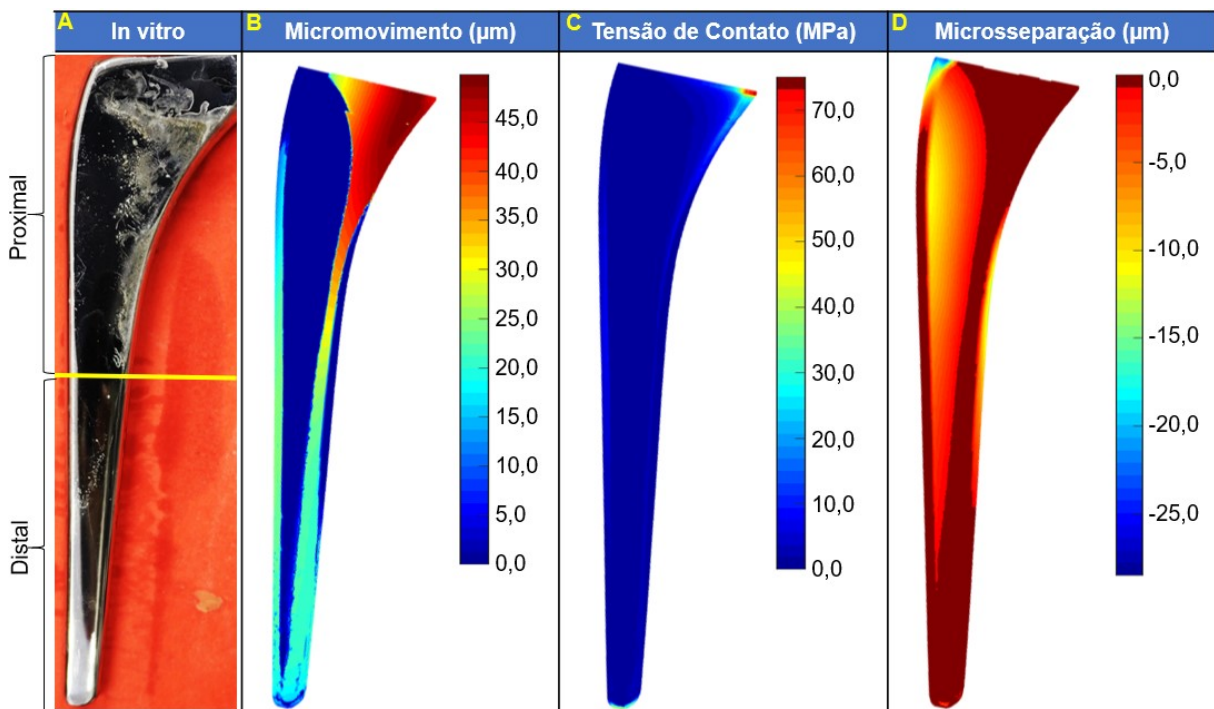
A premissa de que os cones da haste e da cabeça como superfícies lisas certamente afetou o modelo numérico, tendo em vista que os cones da cabeça e da haste são microrranhurados, afetando na área de contato real. Entretanto, o custo computacional para simulação de cones microrranhurados é muito elevado, por isso que outros pesquisadores também adotam a simplificação de cones lisos (ASHKANFAR; LANGTON; JOYCE, 2017b; BLUNT et al., 2009; DYRKACZ et al., 2014; THEODORE et al., 2014; VICECONTI et al., 2000).

Para melhorar a correlação entre dados numéricos e experimentais, Bitter et al. (2018) empregaram uma malha adaptativa, conseguindo com isso valores de desgaste volumétrico pela análise *in silico* similares aos resultados experimentais. Isto também demanda um maior custo computacional, porém é possível de ser realizado em trabalhos futuros. As diferenças encontradas no modelo *in silico* não foram suficientes para explicar diferenças de degradação na superfície de contato haste-

cabeça. Com isso, para essa superfície de contato é necessário um aprimoramento do modelo.

No caso da análise *in silico* da superfície de contato haste-cimento, a correlação com a região degradada experimentalmente foi melhor. A região mais degradada pelo mecanismo de *fretting-corrosion* foi o lado posterior, principalmente na região proximal. Na Figura 76 A-B pode ser observado uma correlação entre micromovimento e degradação por *fretting-corrosion* na região proximal. Na região distal, não há evidências de *fretting-corrosion*, porém ocorreu micromovimento entre a haste e o cimento (Figura 76 A-B). Não foi identificada uma correlação entre tensão de contato e área degradada, como pode ser observado na Figura 76 A-C. As regiões não degradadas do corpo da haste coincidem com a região que ocorreu uma microseparação, exceto da metade da haste até a ponta da haste (Figura 76 A-D).

Figura 76 – Relação entre região degradada por *fretting-corrosion* no corpo da haste (A), microdeslizamento (B), tensão de contato (C) e microseparação (D).



Fonte: Elaborado pelo autor.

No caso da superfície de contato haste-cimento, a análise *in silico* exigiu menores condições de contorno aproximativas da situação real, pois o corpo da haste

é polido e o contato inicial entre a haste e o cimento não possui folga, dado que o cimento é polimerizado no dispositivo com a haste já posicionada. Devido a isso, as análises *in silico* e *in vitro* obtiveram uma melhor correlação.

A falta de correlação entre tensão de contato e região degradada (Figura 76 A-C) pode ser consequência de mecanismo de abrasão por terceiro-corpo, mecanismos de desgaste predominante no corpo da haste (BRYANT, 2013; WILLERT *et al.*, 1996). Por outro lado, a simulação numérica do micromovimento possui uma correlação positiva, pois indica que nos locais com maior micromovimento também há uma maior degradação (Figura 76 A-B), pois as partículas abrasivas presentes nessa região tendem a degradar a superfície. Análises numéricas realizadas por outros pesquisadores conseguiram demonstrar que o micromovimento entre as superfícies afeta o desgaste por *fretting* e também a osseointegração, no caso de hastes não cimentadas (BLUNT *et al.*, 2009; VICECONTI *et al.*, 2000).

Em relação as regiões não degradadas da região proximal do corpo da haste, existe uma correlação com a microseparação obtida numericamente (Figura 76 A-D). Ao aplicar o carregamento, há um estágio de acomodação da haste no cimento, fazendo com que ocorra uma variação da área de contato. Como não há contato em algumas regiões, também não tem como ocorrer o desgaste por *fretting*.

Não há evidência de degradação por *fretting-corrosion* na região distal do corpo da haste (Figura 76 A). Possivelmente, não há um ingresso do fluido nessa região. A corrosão e o desgaste, *fretting-corrosion*, possuem uma sinergia positiva, fazendo com que o efeito combinado gere uma degradação maior na superfície (PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011). A falta de fluido faz com que a degradação da superfície ocorra apenas por desgaste por *fretting*, de forma que a degradação gerada seja inferior. Essa hipótese pode ser constatada na análise dos mecanismos de *fretting-corrosion* no item 4.7.1.

4.7 ANÁLISE DOS MECANISMOS DE *FRETTING-CORROSION* E CORRELAÇÃO COM ANÁLISE DE EXPLANTES

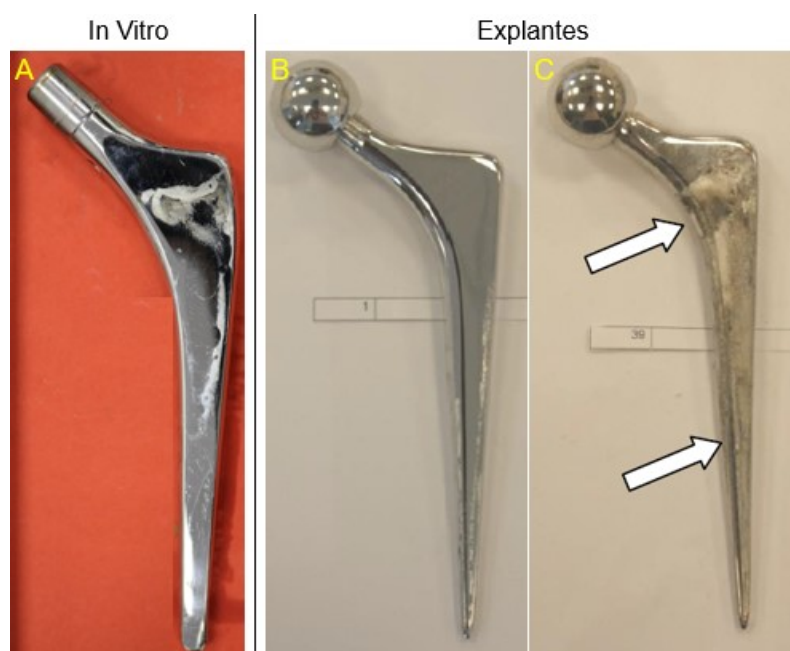
A análise dos mecanismos de *fretting-corrosion* da superfície de contato haste-cimento foi realizado com as amostras do grupo I, enquanto que a análise dos

mecanismos na superfície de contato haste-cabeça foi realizado com as amostras do grupo II. Os resultados dos ensaios *in vitro* foram comparados com análise de explantes realizadas por outros pesquisadores para demonstrar a correspondência dos resultados *in vitro* gerados na presente pesquisa e as ocorrências reais constatadas em hastes femorais retiradas de pacientes.

4.7.1 Análise da superfície de contato haste-cimento (grupo I)

O corpo das hastes do grupo I apresentava sinais de degradação por *fretting-corrosion* entre 13,8% e 25,8%, principalmente na região proximal da haste, como mostrado na Figura 77. Após o ensaio *in vitro*, o corpo da haste apresentou regiões foscas, possivelmente associadas ao desgaste por *fretting*, e regiões com óxidos de coloração alaranjadas e pretas similar ao achados de Bryant (2013) nas análises de explantes de hastes cimentadas removidas após em média 6 anos no corpo humano, como pode ser observado na Figura 77.

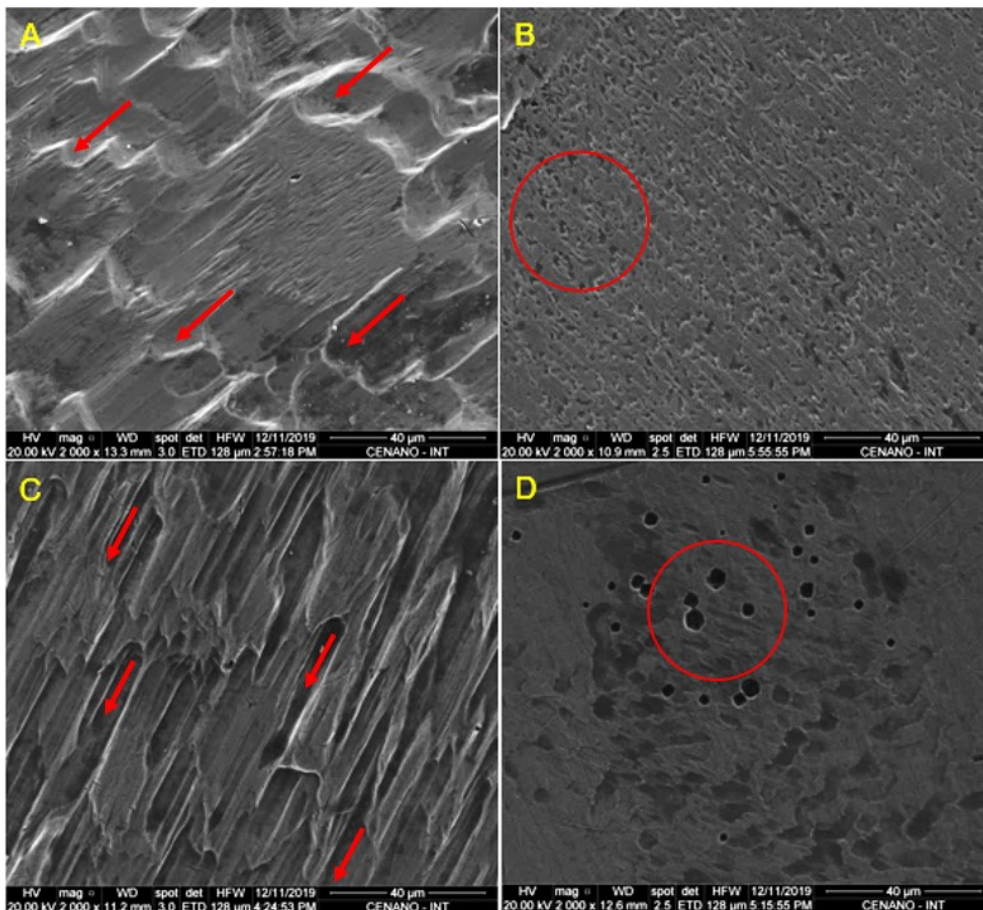
Figura 77 – Imagens macroscópicas do corpo da haste avaliada *in vitro* (A) e de explantes com nível baixo de degradação por *fretting-corrosion* (B) e nível elevado de degradação (C).



Fonte: A) Elaborado pelo autor; B-C) Adaptado de Bryant (2013).

A região proximal do corpo da haste apresentou a maior degradação, porém existe uma diferença de profundidade de desgaste como pode ser observado na Figura 78. O corpo da haste apresentou áreas com um nível de desgaste mais profundo, principalmente no lado posterior e medial (Figura 4A-C). No lado anterior e lateral também aparecem evidências de *fretting-corrosion*, porém com um desgaste menor e uma significativa presença de pites (Figura 4B-D). O desgaste de todos os lados apresenta uma orientação inclinada em relação ao eixo axial da haste, devido à carga torcional, principalmente no lado posterior e medial (Figura 4A-C).

Figura 78 – Imagens microscópicas da região proximal do corpo da haste no lado posterior (A), anterior (B), medial (C) e lateral (D). As setas indicam o sentido das marcas de desgaste e os círculos indicam as regiões com pites.

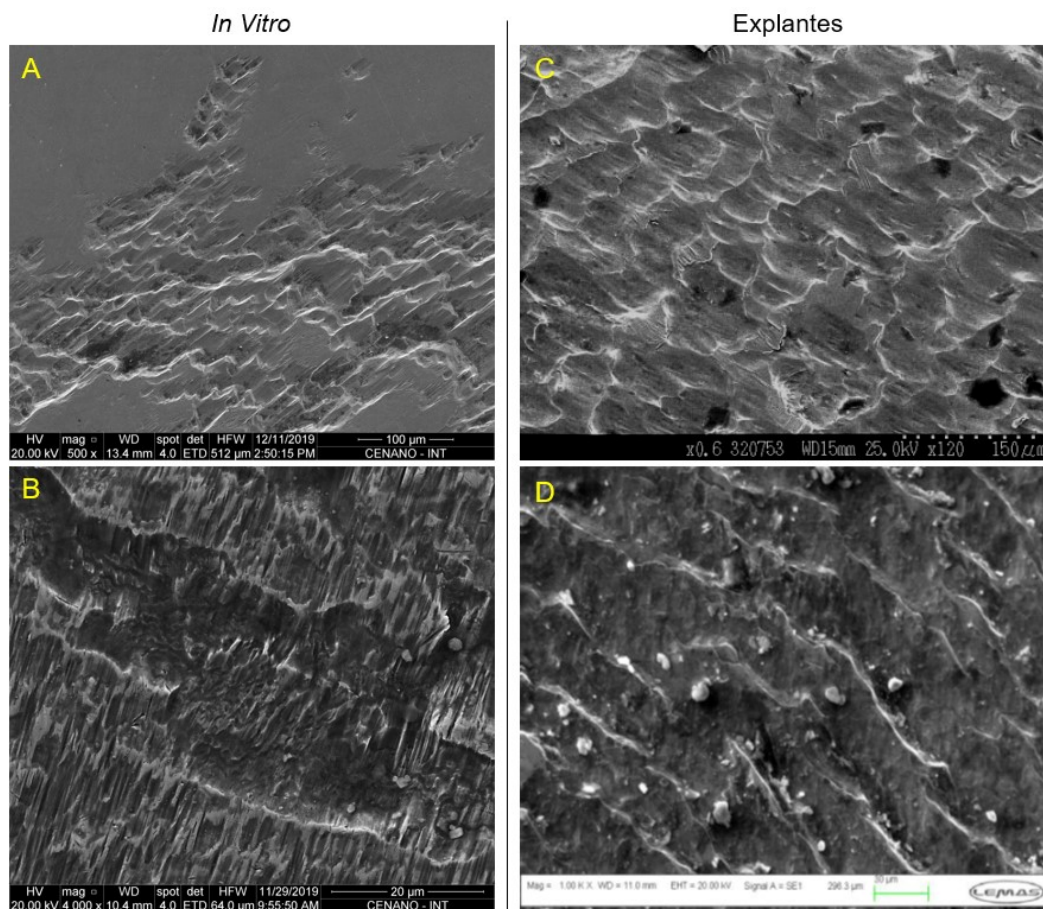


Fonte: Elaborado pelo autor.

Em várias regiões do corpo da haste ocorreu um desgaste orientado em uma direção inclinada em relação ao eixo axial da haste, semelhante ao identificado por

Howell *et al.* (2004) na análise de hastes Exeter explantadas (Figura 79 A-C). Em outras áreas, foram identificadas partículas retidas nos vales gerados pelo processo de deformação plástica e *fretting* da superfície, assim como identificado nos explantes avaliados por Bryant (2013) em hastes Ultima TPS (Figura 79 B-D).

Figura 79 – Imagens microscópicas da região proximal-posterior do corpo da haste avaliada *in vitro* (A-B) e de explantes (C-D).



Fonte: A-B) Elaborado pelo autor; C) Adaptado de Howell *et al.* (2004); D) Adaptado de Bryant (2013).

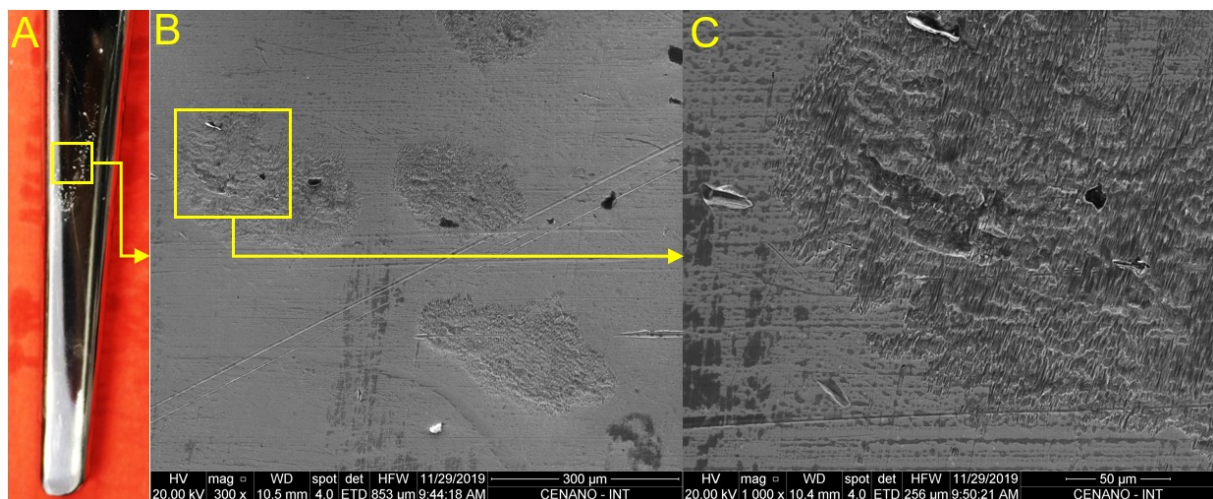
A degradação mais severa na região proximal do corpo da haste foi gerada pela maior micromovimentação nessa região, evidenciada na análise *in silico* (Figura 76) e identificada também na análise de explantes por (BRYANT, 2013; HOWELL *et al.*, 2004). A orientação das marcas de desgaste inclinadas em relação ao eixo axial da haste pode ser uma evidência de que os esforços torcionais tiveram uma grande influência na micromovimentação, e conseqüentemente, no desgaste por *fretting*. Esta mesma orientação de desgaste também foi identificada por Bryant (2013) em hastes

explantadas, fazendo-o concluir que os esforços torcionais são o fator proeminente na degradação por *fretting-corrosion* da região proximal.

O cimento ósseo utilizado no grupo I é constituído por 7,5% de dióxido de zircônio, ZrO_2 . As partículas de ZrO_2 possuem dureza mais elevadas do que os metais e, quando aglomeradas, conseguem desgastar a superfície da haste femoral (SHEARWOOD-PORTER *et al.*, 2016). Desta forma, o desgaste inicial do corpo da haste pode estar associado às partículas abrasivas presentes no cimento. Posteriormente, as partículas removidas do corpo da haste também atuam como um terceiro corpo e desgastam ainda mais a superfície do corpo da haste.

Uma outra evidência da ação de partículas abrasivas no desgaste do corpo da haste pôde ser detectada na região distal (Figura 80 A). Nessa região existiam marcas de desgaste localizadas em pequenas áreas dispersas pelo corpo da haste, como pode ser visto na Figura 80 B. Também foi possível notar uma orientação nas áreas desgastadas, como pode ser observado na Figura 80 C.

Figura 80 – Imagens macroscópica da região distal do corpo da haste (A) e microscópicas (B-C) da região distal da haste femoral.



Fonte: Elaborado pelo autor.

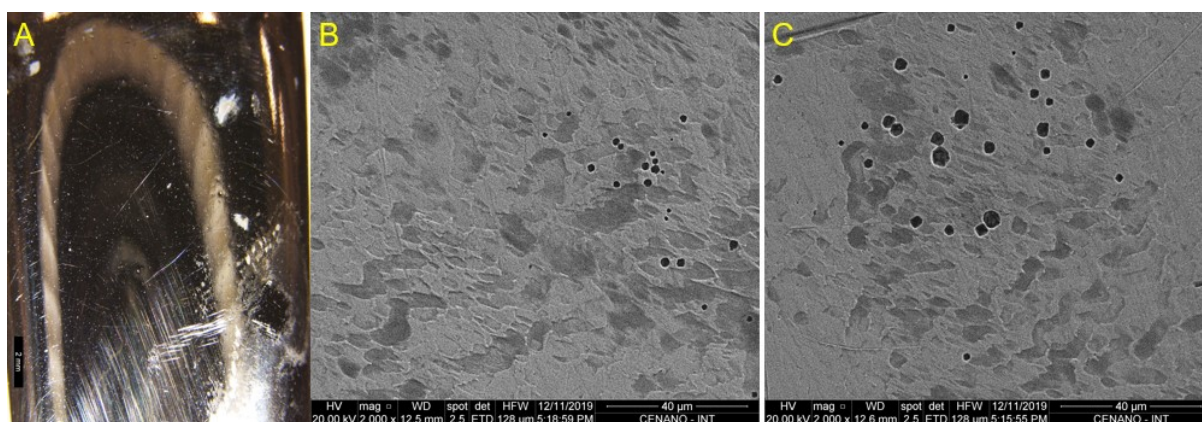
Na região distal geralmente apareceram evidências de desgaste, porém localizadas em pequenas áreas com comprimento inferior a 300 μm (Figura 80 B), comportamento similar ao identificado por Zhang (2009) em ensaios *in vitro* utilizando uma haste cimentada em um fêmur artificial. Para Zhang (2009) as pequenas áreas

com desgaste por *fretting* foram resultantes do contato da haste com a borda dos microporos do cimento ósseo. A presença de microporos é algo comum no processo de cimentação das hastes femorais, porém possui um efeito deletério por induzir um maior desgaste por *fretting* (BLUNT et al., 2009; ZHANG, 2009).

A região distal do corpo da haste geralmente apresentou pequenas áreas com baixo desgaste e sem evidência de alteração de composição química, logo provavelmente sem corrosão. Isto pode estar relacionado a falta de ingresso do fluido, que tende a ser menor na região distal do corpo da haste, logo a degradação da superfície é menor por ser gerada apenas pelo desgaste por *fretting*.

Na região lateral da haste (Figura 81 A), apareceram poucas marcas de desgaste ou corrosão. Ao analisar no MEV foi possível identificar um desgaste pouco profundo, orientado de forma semelhante a região proximal do lado posterior e medial, porém com presença de alvéolos entre 1 a 5 μm (Figura 81 B-C)

Figura 81 – Imagens macroscópica (A) e microscópicas (B-C) da região proximal-lateral do corpo da haste.



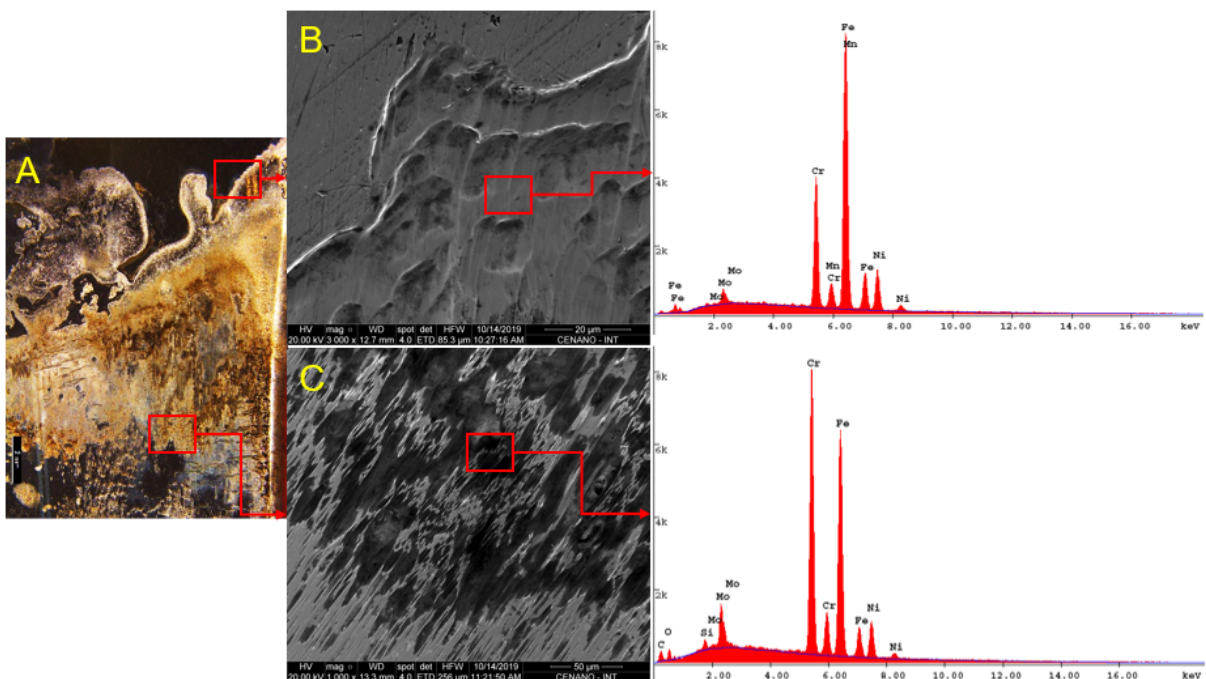
Fonte: Elaborado pelo autor.

A presença de alvéolos foi a principal diferença entre a superfície da região lateral. Esse tipo de alvéolos foi gerado pelo efeito corrosão alveolar ou pites arredondados, como normalmente é denominado pela literatura estrangeira (GENTIL, 1987). Essa região tem um menor efeito da corrosão por fresta, pois a aplicação do carregamento gera uma microseparação da haste em relação ao cimento, como descrito na análise *in silico* (Figura 76). Com isso, a troca de íons metálicos, cloretos

e oxigênio ocorre mais facilmente, inibindo assim a corrosão por fresta e a corrosão ocorre de forma menos severa e com formação de microrregiões com corrosão.

No corpo da haste foram identificadas regiões foscas ou descoloridas e regiões com uma camada de óxidos amarelados ou pretos, como pode-se observar na Figura 82 A. A diferença de coloração está relacionada à diferença de composição química, pois as regiões foscas possuíam uma composição química similar ao material da haste (Figura 82 B), e as regiões com uma camada de óxidos amarelados ou pretos possuíam uma concentração de cromo e molibdênio mais elevada, e uma redução do teor de ferro (Figura 82 C).

Figura 82 – Imagem macroscópica (A) da região proximal-posterior e imagens microscópicas e de composição química (B-C) nas regiões com e sem evidência de corrosão.



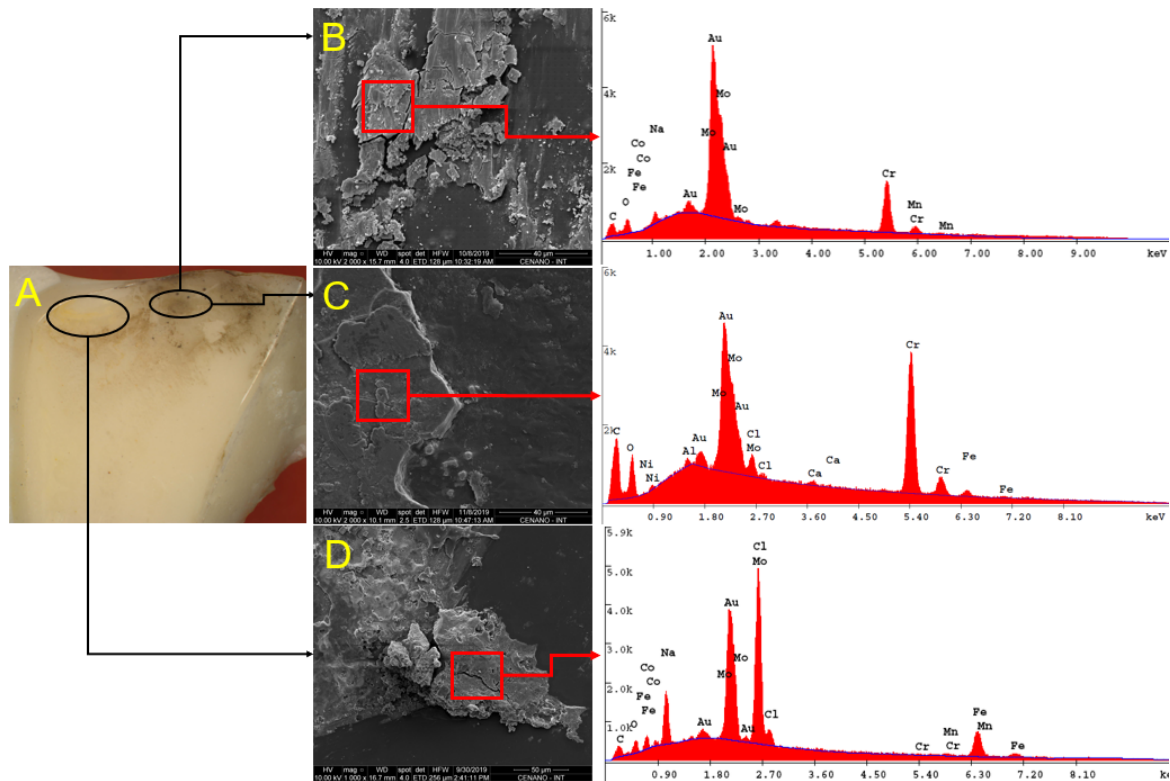
Fonte: Elaborado pelo autor.

Algumas regiões foscas da haste foram analisadas sem apresentar uma diferença de composição química em relação as regiões não desgastadas (Figura 82 B), logo possivelmente não ocorreu corrosão nessas regiões. A orientação do desgaste gerado e a manutenção da composição química do material da haste são evidências de que o processo de desgaste ocorreu sem ser afetado pela solução de ensaio.

Em relação as regiões com uma camada de óxidos amarelados ou pretos (Figura 82 C), foi identificada uma variação da composição química, com aumento do teor de cromo e molibdênio, evidência do ataque corrosivo nas frestas entre o cimento e haste, em decorrência da remoção da camada passiva pelo desgaste por *fretting*, gerando assim o mecanismo de *fretting-corrosion*. O alinhamento das marcas de desgaste por *fretting* é similar com as regiões que não sofreram processo de corrosão, reforçando a hipótese de desgaste por esforços torcionais, porém, nesse caso, sendo agravado pela corrosão do material. A formação de camadas de óxidos com redução do metal base e aumento do teor de cromo na superfície do implante também foi identificado por Bryant (2013) em hastes explantadas de ligas de CoCrMo.

Ao analisar macroscopicamente o cimento ósseo a deposição de óxido é perceptível (Figura 83A). No cimento ósseo foram identificados predominantemente óxidos compostos basicamente de cromo e molibdênio, sem ter sido identificados os elementos de ferro, níquel ou manganês, como pode ser observado na Figura 83B. Também foram encontrados óxidos compostos por cromo (76,6%), molibdênio (12,8%), ferro (7,6%), cloro (2,1%) e níquel (0,9%), como pode ser observado na (Figura 83C). Ainda, óxidos com um teor elevado de ferro (63,1%), cloro (33,2%) e manganês (3,1%), além de outros elementos em menor quantidade, como demonstrado na Figura 83D.

Figura 83 – Camadas de óxidos de cromo-molibdênio (A), cromo-ferro-molibdênio (B) e ferro-manganês (C) presentes no cimento ósseo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A formação de partículas ricas em cromo também foi identificada por Bryant (2013), e Walczak, Shahgaldi e Heatley (1998) no corpo da haste em análise de explantes. As partículas de óxidos, proveniente da degradação do corpo da haste, foram compactadas contra o cimento a cada ciclo de carregamento mecânico. Isto também foi identificado por Bryant (2013) nas análises *in vitro* com hastes cimentadas de CoCrMo.

As partículas metálicas removidas do corpo da haste estão encruadas, logo a dureza das mesmas passa a ser superior a dureza do corpo da haste. Com isso, as partículas metálicas passam a atuar junto com as partículas de ZrO_2 como um terceiro corpo e aumentando o desgaste por terceiro corpo da haste.

A compactação e retenção das partículas metálicas no cimento ósseo também foi constatada nos ensaios *in vitro* realizados por Bryant (2013). A identificação desse efeito não consta nos artigos sobre análise de explantes publicados por outros pesquisadores, possivelmente devido ao fato do cimento ser descartado após o

procedimento cirúrgico. Entretanto, a presença de partículas metálicas aderida a superfície do cimento reforça a hipótese de WILLERT *et al.* (1996) e Bryant (2013) de que as partículas metálicas ficam retidas nas frestas e possuem um papel relevante na degradação da superfície do corpo da haste.

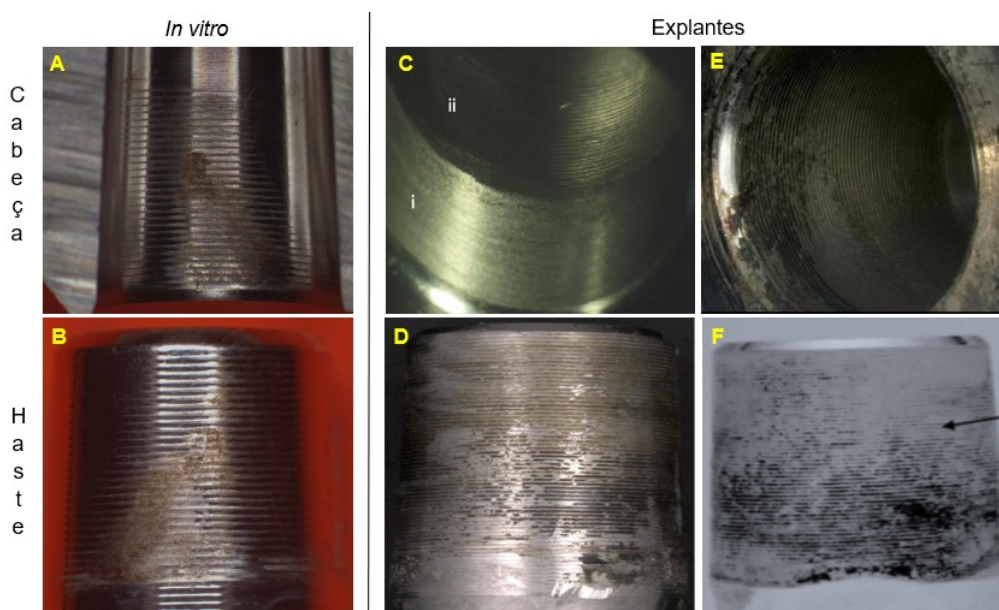
Vários mecanismos de desgaste e corrosão presentes em explantes ou em testes *in vitro*, de hastes implantadas em ossos artificiais, foram identificados nas hastes do grupo I, tais como: predomínio de desgaste por *fretting* gerado por esforços torcionais; identificação de pequenas regiões desgastadas associada a presença de microporos; corrosão da superfície gerando óxidos enriquecidos em cromo e molibdênio; transferência dos óxidos formados para o cimento ósseo.

A correlação entre os mecanismos identificados nas hastes do grupo I com análises de explantes realizadas por outros pesquisadores é um fato que indica a possibilidade de transladar os resultados do ensaio *in vitro* com o comportamento esperado quando essas próteses forem implantadas. Com isso, os valores mais elevados de perda de massa do corpo da haste (grupo I) podem estar de acordo o que acontece no corpo humano. Deve-se notar, entretanto, que os valores poderiam até ser superiores na situação clínica, dado que existem dois a três níveis de degradação, segundo critério de Bryant, acima do encontrado na presente análise *in vitro*.

4.7.2 Análise da superfície de contato haste-cabeça (grupo II)

Através das análises macrográficas, os cones das cabeças e hastes do grupo II apresentavam evidências de corrosão e óxidos pretos em praticamente toda a superfície de contato, assim como identificados em análises de explantes apresentadas na Figura 84.

Figura 84 – Imagens macroscópicas do cone da cabeça e da haste de amostras *in vitro* (A-B) e de explantes (C-F).



Fonte: A-B) Elaborado pelo autor; C-D) Adaptado de Arnholt *et al* (2015); E) Adaptado de Bishop *et al* (2013); F) Oskouei *et al.* (2017).

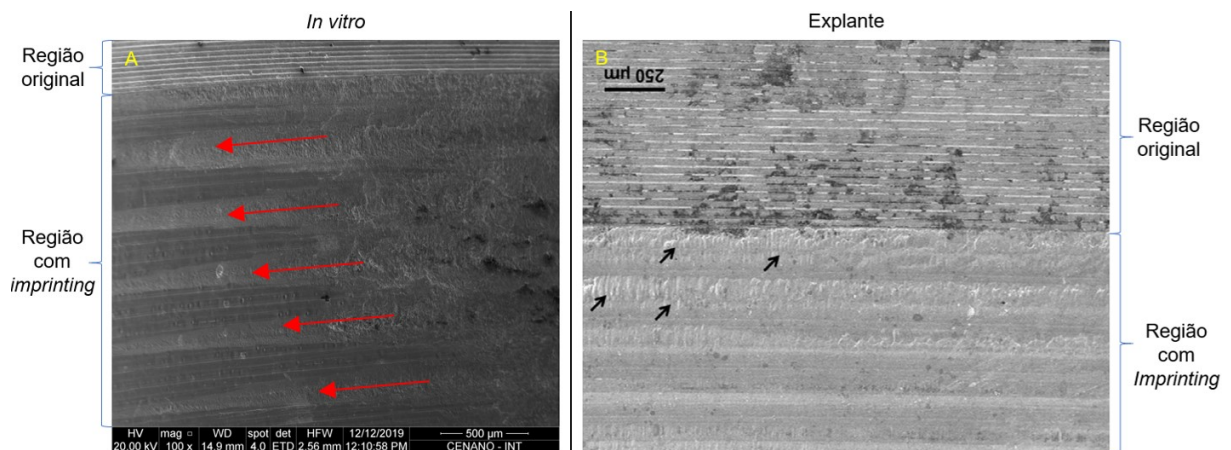
As regiões mais degradadas dos cones da haste e da cabeça foram coincidentes devido ao fato de serem do mesmo material e não possuírem durezas diferentes, logo a resistência à corrosão e ao desgaste tendem a ser similares. Não foi constatada diferença de conicidade entre a haste e a cabeça, como identificado na análise dimensional (item 4.2), aspecto positivo por proporcionar uma maior continuidade no contato entre as superfícies e um desgaste mais homogêneo (ARNHOLT *et al.*, 2015; KAO *et al.*, 2016).

O cone da cabeça possui marcas circulares limitadas a região em contato com o cone da haste (Figura 85 A), assim como obtido nos explantes analisados por Arnholt *et al* (2015) e Bishop *et al* (2013). Essas marcas circulares são denominadas como *imprinting* geradas pelas diferenças topográficas.

O efeito do *imprinting* nas cabeças avaliadas *in vitro* foi semelhante ao identificado por Pourzal *et al.* (2018) em cabeças explantadas (Figura 85 B). As marcas de *imprinting* ocorrem somente na região de contato e possuem uma distância semelhante ao valor do parâmetro R_{Sm} do cone da haste (348 μm) obtido pela análise

de interferometria. Isto demonstra que o efeito do *imprinting* está relacionado a diferença de topografia entre os cones da cabeça e da haste.

Figura 85 – Micrografias do cone da cabeça após ensaio *in vitro* e de uma cabeça explantada com evidências de *imprinting*. As setas indicam as regiões com evidências de *imprinting*.



Fonte: A) Elaborado pelo autor; B) Adaptado de Pourzal *et al.* (2018).

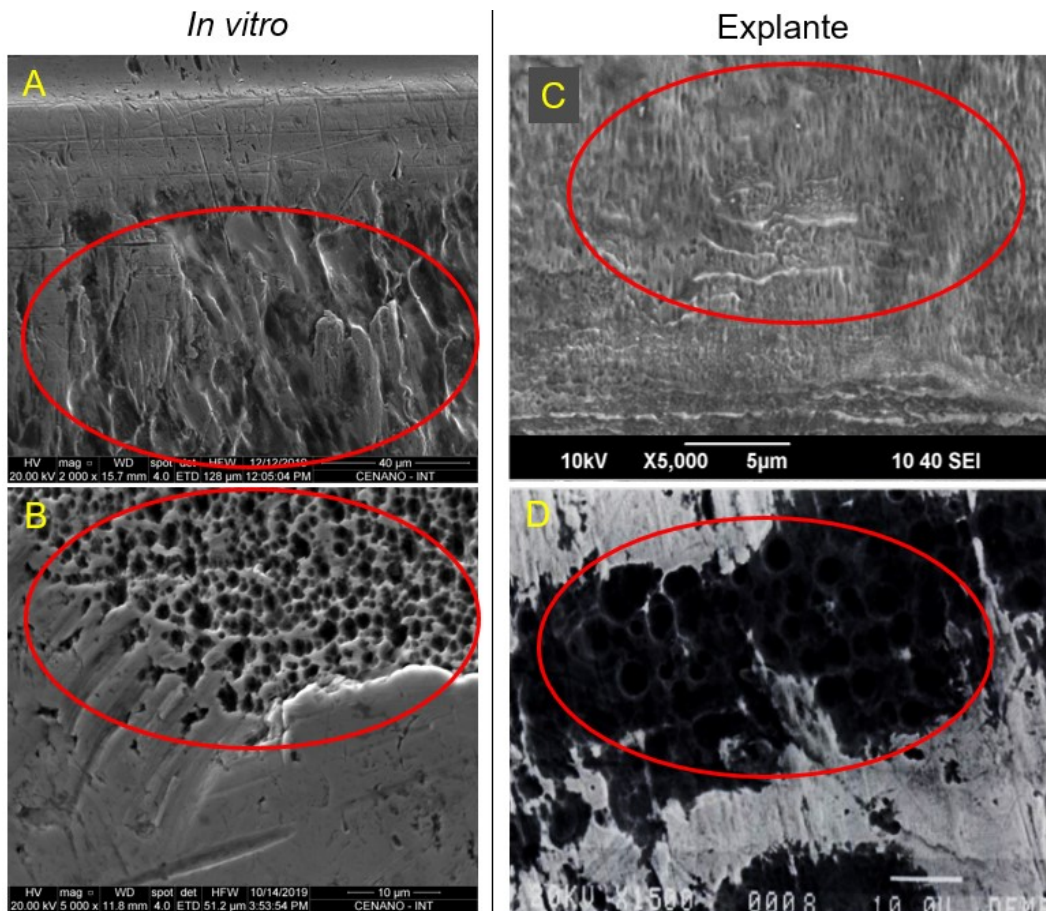
Para Matthies *et al* (2013) a presença de corrosão e *imprinting* são evidências de corrosão galvânica. Além do *imprinting*, os cones das cabeças e das hastes avaliadas na presente pesquisa, também apresentavam evidências de corrosão, com formação de óxidos pretos e alaranjados. Entretanto, no caso das cabeças e hastes do grupo II, a ocorrência de corrosão galvânica é improvável, tendo em vista que, como os materiais dos implantes são os mesmos, a diferença de potencial entre as superfícies tende a ser nula.

De acordo com Pourzal *et al.* (2018) *imprinting* ocorre independentemente da diferença de dureza da cabeça ou haste e está relacionado principalmente à diferença topográfica. De fato, os cones das hastes e cabeças avaliados na presente pesquisa possuem durezas iguais e a única diferença foi em relação a topografia. As microrranhuras do cone da haste são mais largas do que da cabeça, com isso a deformação e posterior desgaste por *fretting* ocorre preferencialmente na cabeça. Desta forma, o *imprinting* ocorre mais por efeito mecânico do que químico, logo não necessariamente está relacionado com corrosão galvânica.

Na região de contato entre a haste e a cabeça existiam sulcos alongados, enquanto que próximo a região de contato os sulcos eram semelhantes a alvéolos,

com formato arredondado e profundidade aparentemente menor do que o diâmetro (Figura 86 A-B). Este tipo de corrosão é classificada como pites arredondados ou alongados e também foi identificada em explantes de próteses de quadril, como reportado por Collier *et al* (1992) e Hall *et al* (2015) após análises de explantes e reportado na Figura 86 C-D.

Figura 86 – Micrografias da região de contato (A), fora do contato (B) dos cones avaliados *in vitro* e de explantes (C-D) com pites alongados ou arredondados. Os círculos indicam as regiões com pites.



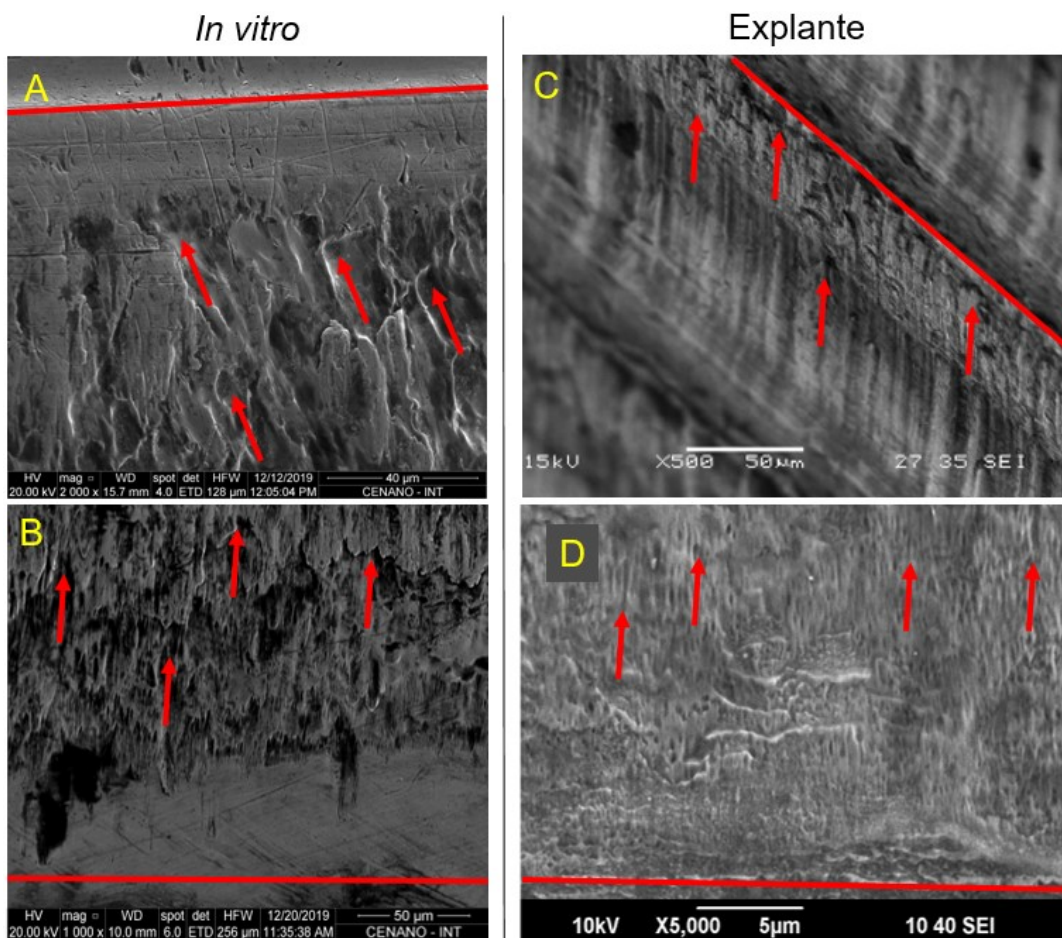
Fonte: A-B) Elaborado pelo autor; C) Hall *et al* (2015); D) Adaptado de Collier *et al* (1992).

A corrosão por pite promove a dissolução do filme passivo da liga metálica promovendo a formação de pequenas cavidades na superfície (DYRKACZ, 2013). Hall *et al* (2015) consideram o *fretting-corrosion* e pite como o principal mecanismo de corrosão das ligas de cobalto-cromo-molibdênio em componentes modulares. Na região de contato os pites tendem a ficar alongados, devido ao carregamento mecânico imposto, como identificado por Hall *et al* (2015) em explantes. No caso da

região fora do contato, a superfície não sofre o processo de desgaste, logo tende a manter a forma de alvéolos, mesma morfologia identificada por Collier *et al* (1992) em regiões com total ausência de desgaste por *fretting*. Com isso, assim como o identificado nas análises de explantes, as amostras do grupo II apresentavam pites alongados na região de contato, e fora dessas regiões os pites eram arredondados.

As marcas de desgaste por *fretting* nos cones das hastes e das cabeças do grupo II possuíam uma orientação quase que totalmente perpendiculares as microrranhuras (Figura 87 A-B). Este resultado foi semelhante ao obtido nas análises de explantes realizadas por Gilbert, Mali e Sivan (2015) e Hall *et al* (2015) na superfície de contato haste-cabeça (Figura 87 C-D).

Figura 87 – Micrografias das microrranhuras demonstrando a orientação do desgaste e pites do cone da cabeça (A) e da haste (B) do grupo II e de explantes (C-D). As setas indicam o sentido do desgaste e as linhas o sentido das marcas microrranhuras.

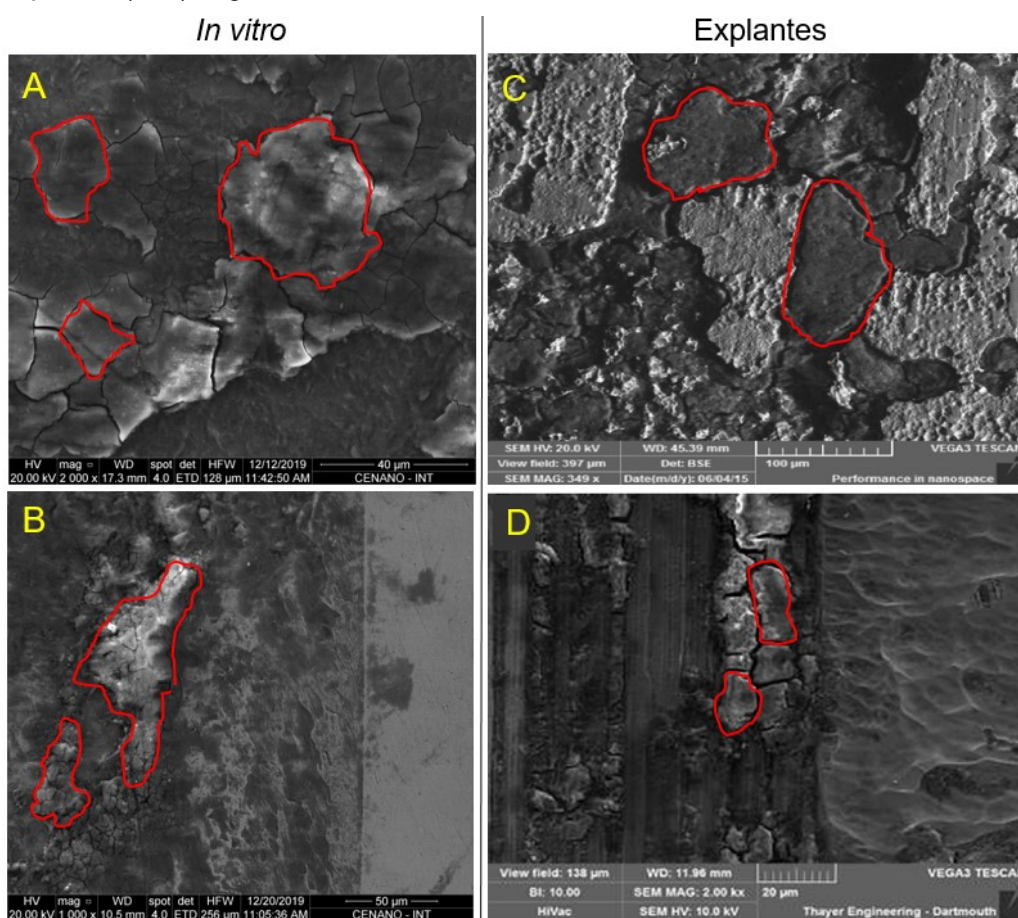


Fonte: A-B) Elaborado pelo autor; C) Adaptado de Gilbert, Mali e Sivan (2015); D) Hall *et al* (2015).

De acordo com Gilbert, Mali e Sivan (2015), os esforços mecânicos sobre a superfície de contato haste-cabeça consistem em carregamentos axiais cíclicos, momentos sobre o eixo do cone da haste-cabeça (momento torcional) e perpendicular ao eixo (momento fletor). As marcas de desgaste por *fretting* e os pites apresentavam uma pequena inclinação em relação as microrranhuras do cone, sendo geradas devido aos esforços torcionais. Entretanto, o alongamento dos pites de forma quase que totalmente perpendicular às microrranhuras demonstra que o esforço axial foi predominante na deformação e desgaste da superfície. Desta forma, os esforços axiais cíclicos desempenham um papel importante na tribocorrosão por *fretting-corrosion*. Este comportamento está presente nas amostras do grupo II avaliadas *in vitro* e em hastes e cabeças explantadas analisadas por Hall *et al* (2015) e Gilbert, Mali e Sivan (2015).

Nas regiões mais degradadas, proximal-lateral e distal-medial, da superfície de contato haste-cabeça apareceram várias microtrincas e uma quantidade elevada de partículas de óxidos, evidências de um processo severo de degradação por *fretting-corrosion*, como demonstrado na Figura 88. A formação de microtrincas e, posteriormente, desprendimento de partículas, é um comportamento também identificado em análises de explantes realizadas por outros pesquisadores (GOLDBERG *et al.*, 2002; MARTIN; JENKINS; VAN CITTERS, 2018; OSKOU EI *et al.*, 2017; SILJANDER *et al.*, 2018).

Figura 88 – Micrografias dos óxidos gerados no cone da cabeça (A) e da haste (B) do grupo II e de explantes (C-D). Algumas microtrincas foram destacadas com linhas vermelhas.



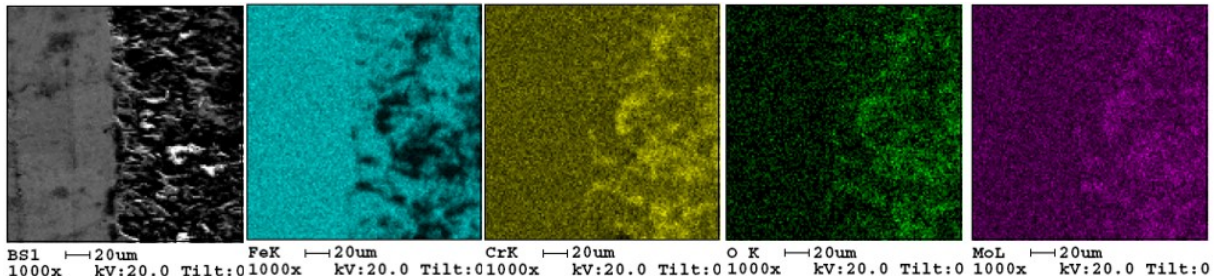
Fonte: A-B) Elaborado pelo autor; C) Adaptado de Siljander *et al* (2018); D) Adaptado de Martin, Jenkins e Van Citters (2018).

As partículas geradas na superfície de contato haste-cabeça podem atuar como um terceiro corpo induzindo um desgaste maior da superfície, além de migrarem para região externa a superfície de contato e interagir com o tecido. Martin, Jenkins e Van Citters (2018) consideram que a região mais degradada não resulta apenas do efeito mecânico do desgaste por *fretting* e que o efeito corrosivo exerce um papel fundamental na degradação da superfície.

De fato, a composição química das regiões mais degradadas pelo mecanismo de *fretting-corrosion* são diferentes em relação a composição química do material da haste e cabeça. Pela análise do mapa de composição, presente na Figura 89, pode-se perceber a variação da composição química de uma área degradada. Nessas regiões ocorreu um aumento do teor de oxigênio, molibdênio e, principalmente, cromo,

além de uma redução do teor de ferro, evidenciado pelas regiões escuras no mapa de ferro, como pode ser observado na Figura 89.

Figura 89 – Mapa de composição química da região degradada pelo mecanismo de *fretting-corrosion*.



Fonte: Elaborado pelo autor.

As partículas geradas e as regiões degradadas pelo mecanismo de *fretting-corrosion* da superfície de contato haste-cabeça tiveram um aumento do teor de cromo, de 17% para 25%, e uma redução do teor de ferro, de 62% para menos de 50%. A redução do metal base da liga com aumento do principal elemento da camada passiva é um efeito também presente em outros materiais, mas geralmente relatado ao uso de pares dissimilares (KOCH *et al.*, 2017; MARTIN; JENKINS; VAN CITTERS, 2018).

Martin, Jenkins e Van Citters (2018) avaliaram hastes e cabeças de Ti-CoCrMo, identificando um aumento do teor de cromo na região degradada da cabeça de CoCrMo e da haste de liga de titânio, atribuindo esse efeito a corrosão aumentada pelo efeito galvânico entre o par. No caso das cabeças e hastes do grupo II, ambos foram fabricados com aço inoxidável, logo o potencial de corrosão galvânica é baixo, dado que são do mesmo material. Com isso, a corrosão está relacionada ao efeito das frestas, pites e a corrosão mecanicamente assistida ou, especificamente, ao mecanismo de *fretting-corrosion*.

O ensaio *in vitro* de *fretting-corrosion* gerou diversos mecanismos associados à tribocorrosão da superfície de contato haste-cabeça, tais como: *imprinting* no cone da cabeça femoral, pites arredondados e alongados axialmente em ambas as superfícies, formação de microtrincas e partículas com redução do teor do metal base nas regiões mais degradadas. Esses mecanismos de corrosão e desgaste na superfície de contato haste-cabeça possuem correspondência com o que foi

identificado em análises de explantes realizadas por diversos pesquisadores. Desta forma, o ensaio *in vitro* de *fretting-corrosion* realizado na superfície de contato haste-cabeça possivelmente conseguiu simular as condições presentes no corpo humano.

A reprodução dos mecanismos é essencial para garantir que os resultados experimentais de perda de massa, liberação de íons e partículas possam ser utilizados para entendimento do comportamento real quando as próteses forem implantadas.

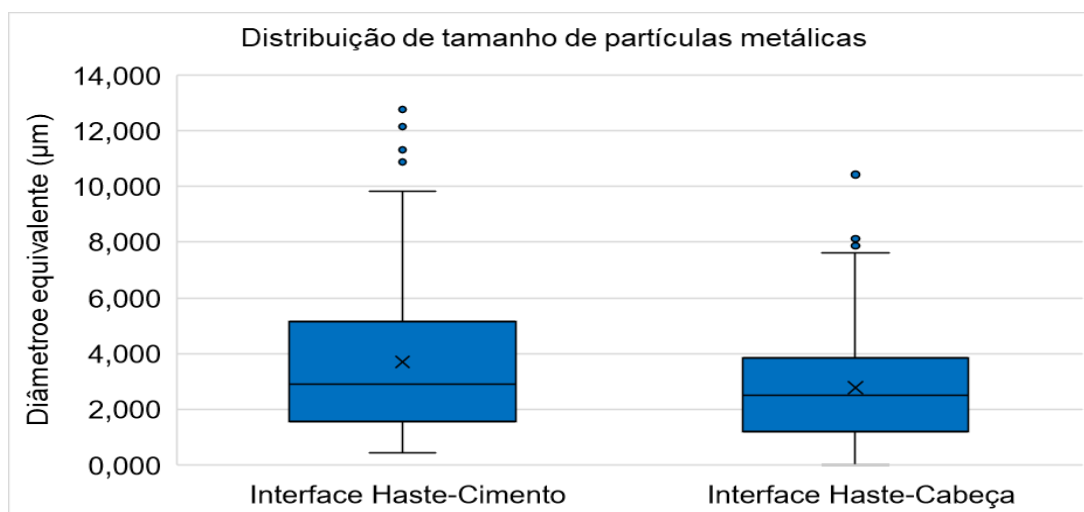
4.8 CARACTERIZAÇÃO DO TAMANHO, MORFOLOGIA E COMPOSIÇÃO QUÍMICA DAS PARTÍCULAS METÁLICAS

A caracterização das partículas metálicas foi dividida em três seções, visando demonstrar a diferença de tamanho de partículas entre as superfícies de contato avaliadas e a relação com as partículas analisadas em explantes, a relação entre morfologia e composição química com a possível resposta biológica, e a correlação dessas partículas com os mecanismos de *fretting-corrosion* descritos anteriormente.

4.8.1 Análise do tamanho das partículas metálicas

Ao todo foram quantificadas mais de 150 partículas metálicas para cada superfície de contato, haste-cimento e haste-cabeça. O diâmetro equivalente médio das partículas foi de 3,710 μm (0,454 a 12,757 μm) e 2,789 μm (0,134 a 10,426 μm) para as superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça, respectivamente (Figura 90). O tamanho médio das partículas metálicas da superfície de contato haste-cimento foi significativamente maior do que as da superfície de contato haste-cabeça ($p < 0,001$).

Figura 90 – Distribuição do tamanho das partículas metálicas das superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O tamanho das partículas metálicas foi inferior ao quantificado por Dos Santos *et al* (2016), entre 17 µm a 444 µm, em um estudo experimental de *fretting-corrosion* em próteses de quadril. Entretanto, as partículas encontradas, na presente pesquisa, provenientes de ambas as superfícies de contato estavam dentro da faixa, 0,36 a 13,7 µm, obtidas em análises de explantes de próteses de quadril de aço inoxidável (LEE *et al.*, 1992; TOPOLOVEC *et al.*, 2013). Desta forma, o ensaio realizado na presente pesquisa possui correlação com o que foi obtido na análise de explantes, sendo possivelmente um indicativo de que o procedimento experimental se aproxima das condições aos quais as hastes e cabeças estarão sujeitadas quando implantadas no corpo humano.

Cerca de 81% das partículas da superfície de contato haste-cabeça e 92% das partículas da superfície de contato haste-cimento apresentavam valores superiores a 1 µm. Esse tamanho é uma ordem de grandeza superior ao normalmente identificado para partículas provenientes da superfície de contato cabeça-acetábulo, entre 6 nm a 146 nm (BROWN *et al.*, 2007). Os resultados do presente trabalho reforçam a hipótese de que as partículas metálicas micrométricas encontradas em análise de explantes de fato são oriundas das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento, sendo as partículas nanométricas oriundas provavelmente da superfície de contato cabeça-acetábulo.

O tamanho das partículas induz processos de endocitose diferentes no corpo humano, onde partículas acima de 0,150 μm tendem a ser fagocitadas e partículas inferiores a esse valor são pinocitadas (KEEGAN, 2007). Praticamente todas as partículas metálicas de ambas as superfícies de contato possuíam um diâmetro médio superior a 0,150 μm , apenas 1% das partículas da superfície de contato haste-cabeça estavam abaixo desse valor. Com isso, as partículas das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento se fossem liberadas no corpo humano induziriam a atividade de macrófagos ao redor do implante.

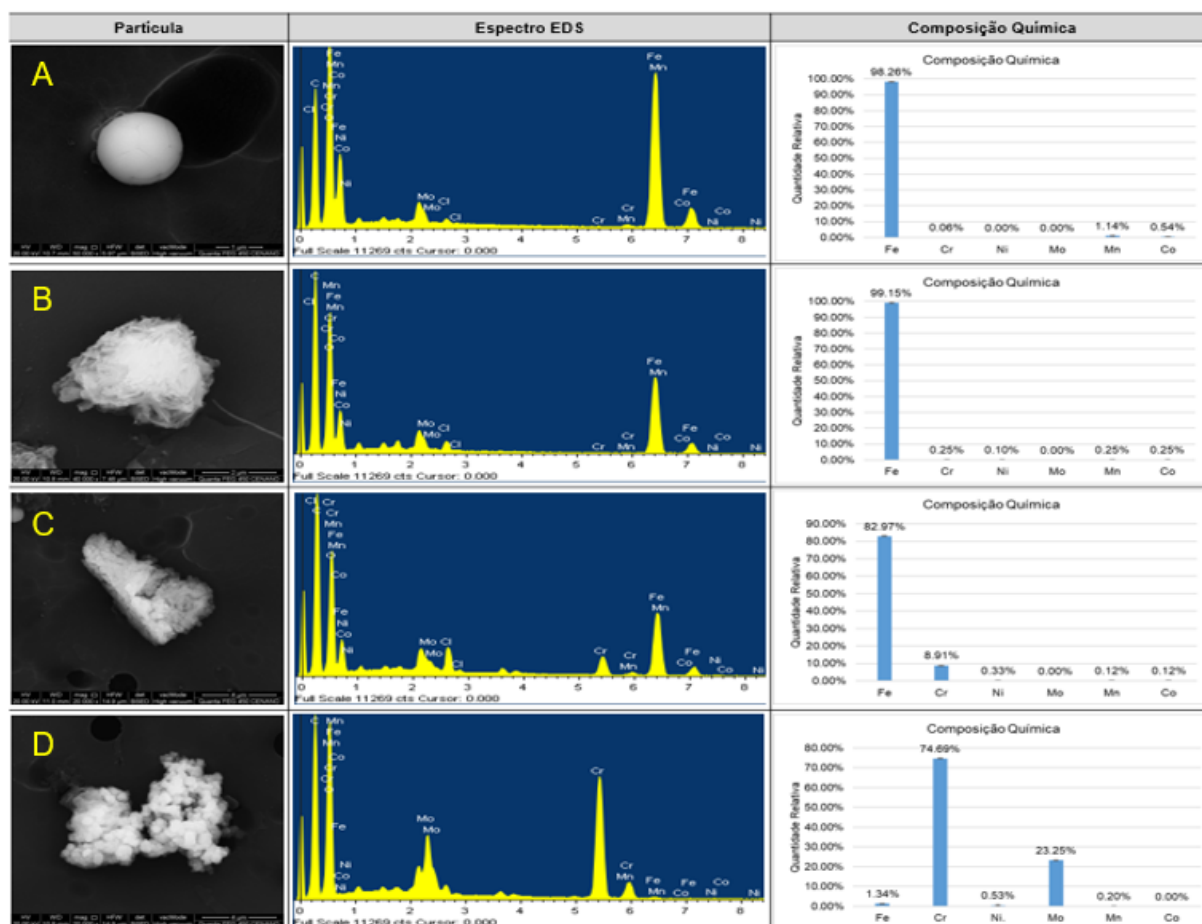
Esta análise é importante pois as partículas metálicas incorporadas pelos macrófagos são transportadas para os lisossomos. No lisossomo as partículas são corroídas, aumentando a concentração de íons metálicos dentro da célula. O aumento do teor de íons metálicos, como cromo e cobalto, induzem a morte da célula e liberação do conteúdo celular, composto por citocinas, íons metálicos e as partículas remanescentes (GILL *et al.*, 2012). Com isso, a composição química das partículas também exerce uma importante influência na resposta celular.

4.8.2 Análise da morfologia e composição química das partículas metálicas

As partículas identificadas possuíam composições químicas basicamente de ferro, ferro-cromo ou cromo-molibdênio, como pode ser visualizado na Figura 91. Partículas com outras composições também foram identificadas, porém em quantidades inferiores a 4%. Cerca de 40% das partículas metálicas de ambas as superfícies de contato, apresentavam uma composição química praticamente composta somente por ferro, sendo que a superfície de contato haste-cabeça apresentava uma predominância de partículas esféricas (Figura 91 A) e as partículas da superfície de contato haste-cimento eram predominantemente granulares (Figura 91 B). Também foram identificadas partículas basicamente compostas por ferro e cromo (Figura 91 C), sendo $38,3 \pm 13,4\%$ e $42,8 \pm 9,4\%$ para as superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça, respectivamente. As partículas de cromo-molibdênio (Figura 91 D) foram as únicas que possuíam uma diferença significativa entre as superfícies de contato ($p = 0,041$), tendo a superfície de contato haste-cimento uma

maior predominância dessas partículas ($17,3 \pm 11,5\%$) em relação a superfície de contato haste-cabeça ($1,8 \pm 2,1 \%$).

Figura 91 – Morfologia das partículas e composição química.



Fonte: Elaborado pelo autor.

As partículas de ferro constituem mais de um terço das partículas oriundas de ambas as superfícies de contato (grupo I e II), sendo que praticamente todas possuem um tamanho superior a $0,150 \mu\text{m}$, valor de referência para induzir as atividades dos macrófagos (KEEGAN, 2007). As concentrações dos íons ferro liberados da superfície de contato haste-cimento e haste-cabeça foram de $7,785 \pm 2,222 \text{ mg/L}$ e $3,376 \pm 0,344 \text{ mg/L}$, respectivamente. A degradação dessas partículas pelos macrófagos é menos nociva à célula, pois somente concentrações superiores a 50 mg/L induzem um efeito prejudicial ao meio celular (ZHU *et al.*, 2009). Com isso, essas partículas tendem a ser menos citotóxicas em comparação com as partículas constituídas por ferro-cromo

e cromo-molibdênio, tendo em vista que os íons de cromo ou molibdênio induzem a morte de osteoblastos e macrófagos em concentrações inferiores a 10 µg/L (KWON *et al.*, 2009; LI *et al.*, 2010; ZHOU *et al.*, 2009).

Apesar do teor de cobalto estar presente em concentrações baixas nos aços inoxidáveis e geralmente estar relacionado a resíduos do processo de fabricação, a MedTech Europe desenvolveu uma extensa pesquisa para verificar a liberação dos íons de cobalto em implantes de aço inoxidável (MEDTECH EUROPE, 2018). Por questões de toxicidade, a quantificação de cobalto nas partículas metálicas se faz necessária. Apesar disso, não foram identificadas partículas ricas em cobalto, tendo as partículas concentração de cobalto não superior a 1%, fator positivo pois concentrações de cobalto acima de 2,8 µg/L nos fluidos corporais induzem a formação de pseudotumores que podem causar dor, destruição do osso e posteriormente a falha do implante (GREEN; KHAN; HADDAD, 2014; KWON *et al.*, 2017). Dessa forma, a concentração baixa de cobalto nos aços inoxidável é uma vantagem, do ponto de vista de citotoxicidade das partículas liberadas, em relação as ligas de cobalto-cromo-molibdênio.

A principal diferença entre as superfícies de contato foi em relação as partículas de cromo-molibdênio, tendo a superfície de contato haste-cimento uma maior quantidade dessas partículas. Essas partículas possuíam um diâmetro equivalente médio acima de 0,460 µm e por isso também tendem a ser absorvidas por macrófagos. Dentro dos macrófagos, essas partículas serão degradadas, como as de ferro, entretanto concentrações superiores a 5,9 µg/L de íons de cromo tornam o ambiente citotóxico para os macrófagos, induzindo a morte dos mesmos e liberação do conteúdo celular (KWON *et al.*, 2009; ZHOU *et al.*, 2009).

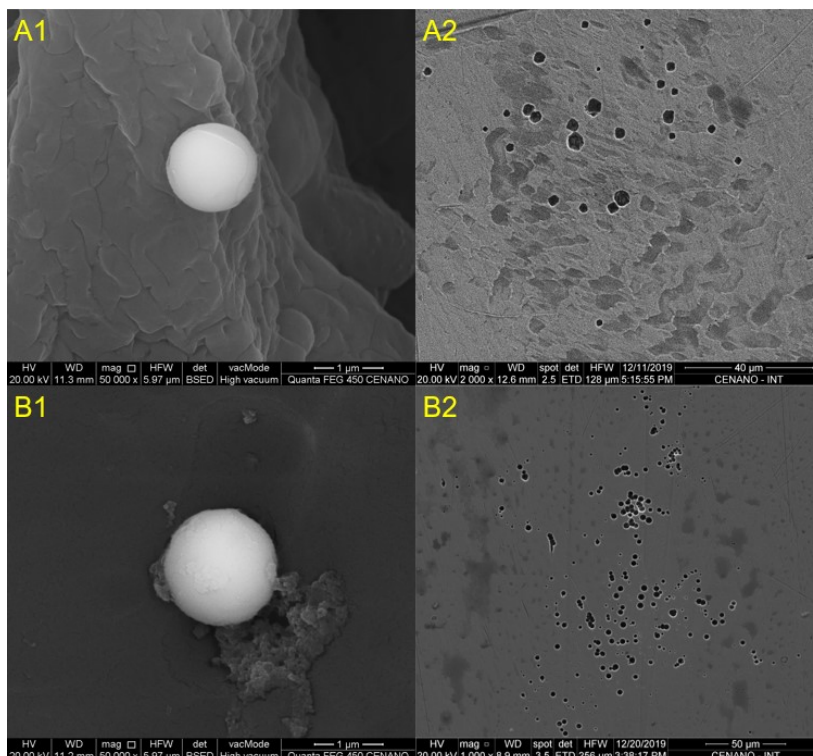
A concentração citotóxica das partículas de cromo e molibdênio é inferior a 10 µg/L (KWON *et al.*, 2009; ZHOU *et al.*, 2009), valor muito inferior a concentração citotóxica das partículas de ferro, cerca de 50 mg/L (ZHU *et al.*, 2009). Com isso, para o material e modelo dos implantes avaliados, as partículas liberadas da superfície de contato haste-cimento tendem a ser mais nocivas ao corpo humano do que as partículas da superfície de contato haste-cabeça, tendo em vista a maior quantidade de partículas ricas em cromo e molibdênio.

4.8.3 Correlação entre as partículas e o mecanismo de *fretting-corrosion*

A diferença de composição química e morfologia das partículas está relacionada com o mecanismo de degradação que ocorreu nas superfícies de contato. As principais partículas identificadas foram esféricas para ambas superfícies de contato, partículas globulares aglomeradas provenientes do corpo da haste, e partículas granulares da superfície de contato haste-cabeça.

O diâmetro médio das partículas esféricas variou de 0,454 a 6,612 μm e de 0,138 a 2,942 μm das superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça, respectivamente. Entre as micrografias obtidas, o diâmetro dos alvéolos foram de aproximadamente 1 a 5 μm e de 0,3 a 3 μm das superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça, respectivamente. Com isso, as partículas esféricas provavelmente estão relacionadas a corrosão alveolar presente nas regiões sem contato, devido a morfologia semelhante, como pode ser observado na Figura 92.

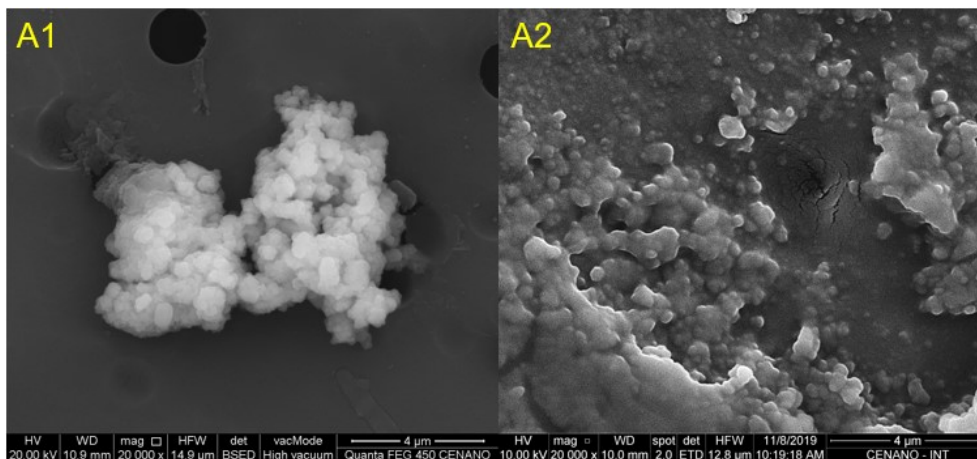
Figura 92 – Correlação entre partículas esféricas (A1 e B1) e superfície com corrosão alveolar do corpo da haste (A2) e cone da cabeça (B2).



Fonte: Elaborado pelo autor.

A maioria das partículas metálicas liberadas do corpo da haste eram globulares, com diâmetro médio entre 1,406 e 12,757 μm e com composição química principalmente de cromo-molibdênio, como pode ser observado na Figura 93. Essas partículas foram identificadas compactadas no cimento ósseo do grupo I.

Figura 93 – Correlação entre partículas globulares (A1) e partículas globulares compactadas no cimento ósseo (A2).

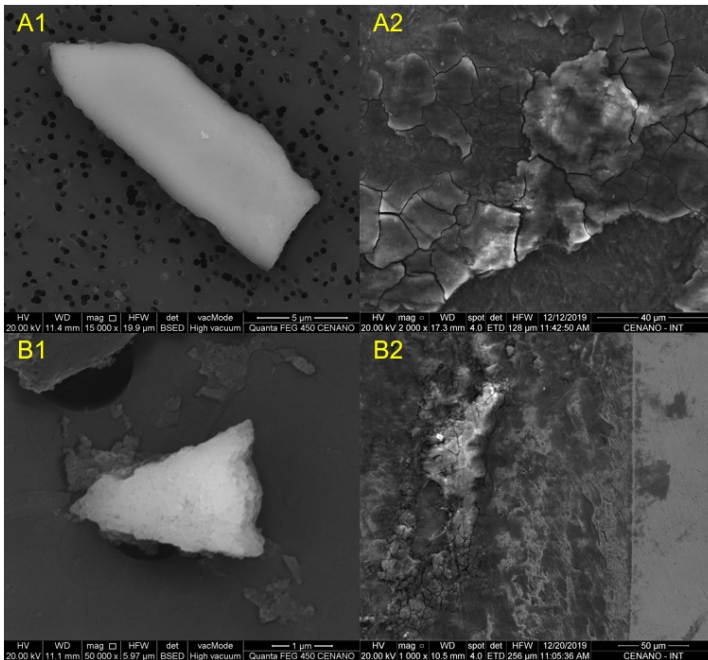


Fonte: Elaborado pelo autor.

Provavelmente durante os ciclos de carregamento parte dessas partículas se desprenderam do cimento ósseo e migraram para a solução. A migração das partículas das superfícies de contato para o tecido adjacente ao implante foi sugerida por outros pesquisadores como causadora de processos inflamatórios no tecido adjacente ao implante (GERINGER; KIM; BOYER, 2011; PELLIER; GERINGER; FOREST, 2011).

No caso das partículas originárias da superfície de contato haste-cabeça, a maioria eram granulares anguladas, como ilustrado na Figura 94 A1-B1. Essas partículas provavelmente são oriundas da degradação por *fretting-corrosion* mais severa identificada nas regiões distal-lateral e proximal-medial da superfície de contato haste-cabeça, como pode ser observado na Figura 94 A2-B2. Os esforços mecânicos induziram a formação de microtrincas, sendo agravadas pela corrosão por frestas, promovendo com isso o desprendimento das partículas.

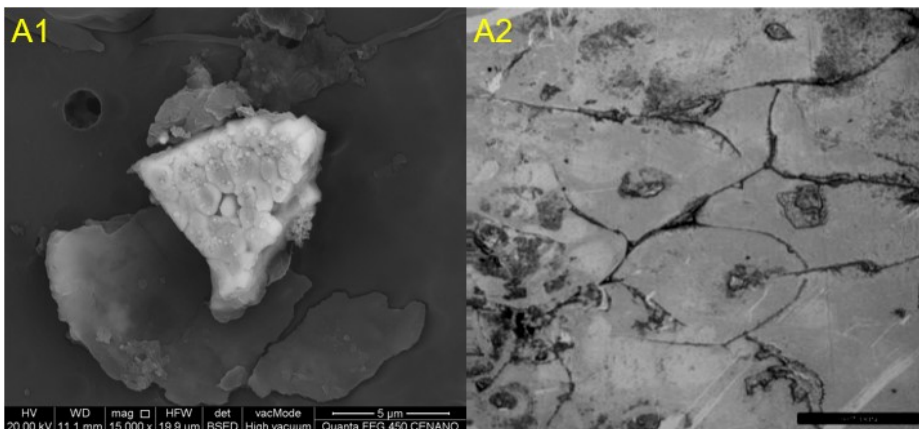
Figura 94 – Correlação entre partículas granulares da superfície de contato haste-cabeça (A1 e B1) e regiões severamente degradadas da superfície de contato haste-cabeça.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Algumas destas partículas possuíam o formato granular, porém com evidências de corrosão intergranular, como pode ser visualizado na Figura 95 A1. Esse tipo de corrosão também foi identificado em análise de explantes realizadas por Bryant (2013) em hastes de CoCrMo, ilustrado na Figura 95 A2.

Figura 95 – Correlação entre partícula granular com corrosão intergranular (A1) e superfície com corrosão intergranular de um explante (A2).



Fonte: A) Elaborado pelo autor; B) Adaptado de Bryant (2013).

Apesar de não ter sido identificado corrosão intergranular nos grupos I e II, a presença de partículas com essa característica é um fator positivo por revelar mais um mecanismo de corrosão que também foi identificado em próteses de quadril explantadas (BRYANT, 2013).

5 CONCLUSÃO

O ensaio *in vitro* desenvolvido para próteses de quadril permitiu a avaliação de *fretting-corrosion* nas superfícies de contato haste-cimento e haste-cabeça isoladamente. Diferenças eletroquímicas de comportamento foram detectadas e a perda de massa gerada pela corrosão também foi quantificada, evidenciando diferenças de degradação das superfícies de contato.

A área degradada no corpo da haste foi mais de 10 vezes superior à área do cone da haste. Além do mais, a superfície de contato haste-cimento apresentou a maior corrente de corrosão, a maior perda de massa por Faraday e a maior liberação de íons. Desta forma, para a haste Exeter de aço inoxidável, a superfície de contato haste-cimento foi a mais degradada pelo mecanismo de *fretting-corrosion* e a principal responsável pela liberação de íons.

A degradação da superfície de contato haste-cimento promoveu uma maior liberação dos íons, inclusive com o dobro da taxa de liberação dos íons de cromo e níquel que são mais citotóxicos. Praticamente todas as partículas possuíam um diâmetro médio dentro da faixa que induz a atividade de macrófagos, sendo que as partículas oriundas da superfície de contato haste-cimento apresentaram uma maior predominância de partículas de cromo-molibdênio. Dada a maior predominância de partículas de cromo-molibdênio e a maior liberação de íons metálicos, provavelmente a degradação da superfície de contato haste-cimento gera um ambiente potencialmente mais nocivo ao corpo humano.

A diferença de severidade de degradação por *fretting-corrosion* nas superfícies de contato deve estar relacionada a diferença de micromovimentação entre as superfícies. As análises *in silico* realizadas na presente pesquisa, e as análises experimentais, realizadas por outros pesquisadores, demonstram que a superfície de contato haste-cimento apresenta micromovimentação com uma ordem de grandeza superior à superfície de contato haste-cabeça. A maior micromovimentação tende a aumentar a degradação por *fretting-corrosion*, agravada pelo fato de o corpo da haste possuir uma área maior a ser degradada. A maior micromovimentação presente na superfície de contato haste-cimento provavelmente está relacionada com a baixa rigidez do cimento ósseo e o efeito da fluência.

As partículas de ambas as superfícies de contato possuíam um tamanho dentro da faixa de partículas identificadas em análise de explantes de aço inoxidável. Os mecanismos citados na análise *in vitro* das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento coincidem com o que foi identificado em análises de explantes por outros pesquisadores. Desta forma, as reproduções dos mecanismos e das partículas presentes em análises de explante reforçam a hipótese de que a maior degradação da superfície de contato haste-cimento, com maior liberação de íons e partículas, provavelmente também ocorre no corpo humano.

Vários pesquisadores consideram a degradação da superfície de contato haste-cabeça como a maior responsável pela liberação de íons e partículas metálicas, atribuindo a degradação dessa superfície de contato como a principal causa de reações teciduais adversas relacionadas a partículas metálicas. Entretanto, conclui-se que para a haste Exeter de aço inoxidável utilizada no presente trabalho, a superfície de contato haste-cimento é a mais degradada, gerando a maior quantidade de íons e partículas metálicas. Com isso, é possível que as reações teciduais adversas estejam relacionadas principalmente a degradação da superfície de contato haste-cimento, fato que contrasta com a maioria das pesquisas atuais.

5.1 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para trabalhos futuros, os seguintes pontos podem ser estudados:

- a) Estudar o efeito de cones das hastes e cabeças com diferentes rugosidades, a fim de identificar uma faixa ótima de rugosidade para estes componentes;
- b) Estudar o efeito do acabamento de superfície e da tensão de superfície, nas superfícies dos cones das hastes e das cabeças, sobre a resistência ao *fretting-corrosion*;
- c) Utilizar um modelo numérico com uma malha adaptativa, considerando o desgaste linear;

- d) Desenvolver um modelo numérico para previsão do desgaste por *fretting* das superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento, a partir do coeficiente de desgaste mensurado experimentalmente;
- e) Mensurar experimentalmente a micromovimentação nas superfícies de contato haste-cabeça e haste-cimento durante o ensaio de *fretting-corrosion*;
- f) Testar o efeito da rigidez do cimento ósseo na redução da micromovimentação;
- g) Realizar uma otimização topológica do corpo da haste para reduzir a micromovimentação;
- h) Realizar o ensaio de *fretting-corrosion* com a haste cimentada em um osso artificial para simular melhor o efeito do cimento ósseo na degradação do corpo da haste;
- i) Desenvolver uma metodologia para identificar qual das superfícies gera a maior quantidade de partículas metálicas, analisando a solução de ensaio;
- j) Desenvolver uma metodologia para isolar e caracterizar as partículas poliméricas provenientes da degradação do cimento ósseo;
- k) Realizar os ensaios *in vitro* de *fretting-corrosion* com hastes e cabeças fabricadas com outros materiais, como ligas de cobalto-cromo-molibdênio e titânio.

REFERÊNCIAS

AFFATATO, S. et al. Tribology and total hip joint replacement: Current concepts in mechanical simulation. **Medical Engineering and Physics**, v. 30, n. 10, p. 1305–1317, 2008.

AKIYAMA, H. et al. In-vitro characteristics of cemented titanium femoral stems with a smooth surface finish. **Journal of Orthopaedic Science**, 2013.

ALJENAEI, F. *In vitro* Simulation of Modular Neck Fracture, Wear, Corrosion, and Distraction in Total Hip Replacements. **Master's Thesis - University of Ottawa**, 2015.

AOANJRR. **National Joint Replacement Registry -- Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty -- Annual Report 2017**. [s.l: s.n.].

ARNHOLT, C. et al. Microgrooved Surface Topography Does Not Influence Fretting Corrosion of Tapers in Total Hip Arthroplasty: Classification and Retrieval Analysis. **Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices**, n. June, p. 99–112, 2015.

ASHKANFAR, A. A computational approach to fretting wear prediction in total hip replacements. **Doctoral dissertation, Liverpool John Moores University**, 2015.

ASHKANFAR, A.; LANGTON, D. J.; JOYCE, T. J. A large taper mismatch is one of the key factors behind high wear rates and failure at the taper junction of total hip replacements: A finite element wear analysis. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, 2017a.

ASHKANFAR, A.; LANGTON, D. J.; JOYCE, T. J. Does a micro-grooved trunnion stem surface finish improve fixation and reduce fretting wear at the taper junction of total hip replacements? A finite element evaluation. **Journal of Biomechanics**, 2017b.

ASM 23. ASM Handbook, Volume 23: Materials for Medical Devices. **ASM Handbook, Volume 23: Materials for Medical Devices**, 2012.

ASTM F1875. **Standard Practice for Fretting Corrosion Testing of Modular Implant Interfaces : Hip Femoral Head-Bore and Cone Taper Interface** ASTM International West Conshohocken, PA ASTM International, , 2014.

BAXMANN, M. et al. Biomechanical Evaluation of the Fatigue Performance,

the Taper Corrosion and the Metal Ion Release of a Dual Taper Hip Prosthesis under Physiological Environmental Conditions. **Biotribology**, 2017.

BENNETT, D. et al. Activity levels and polyethylene wear of patients 10 years post hip replacement. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. 5, p. 571–576, 2008.

BERGMANN, G. et al. Realistic loads for testing hip implants. **Bio-medical materials and engineering**, v. 20, n. 2, p. 65–75, 2010.

BERGMANN, G. et al. Standardized loads acting in hip implants. **PloS one**, v. 11, n. 5, p. e0155612, 2016.

BEZERRA, E. DE O. T. et al. Avaliação de não conformidades de próteses de quadril fabricadas com ligas de titânio e aço inox. **Revista Matéria**, v. 22, n. 1, 2017.

BHUSHAN, B.; GUPTA, B. K. Handbook of tribology: materials, coatings, and surface treatments. 1991.

BINGLEY, R. et al. Fretting–corrosion at the modular tapers interface: Inspection of standard ASTM F1875-98. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, 2018.

BISHOP, N. et al. Wear patterns of taper connections in retrieved large diameter metal-on-metal bearings. **Journal of Orthopaedic Research**, 2013.

BITTER, T. et al. A combined experimental and finite element approach to analyse the fretting mechanism of the head-stem taper junction in total hip replacement. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 231, n. 9, p. 862–870, 2017.

BITTER, T. et al. Finite element wear prediction using adaptive meshing at the modular taper interface of hip implants. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, 2018.

BLUNT, L. A. et al. What results in fretting wear on polished femoral stems. **Tribology International**, 2009.

BOS, P. K.; VAN BIEZEN, F. C.; WEINANS, H. Femoral Component Neck Fracture After Failed Hip Resurfacing Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 26, n. 8, p. 1570.e1-1570.e4, 2011.

BOULAT, S. et al. Dual mobility cups in total hip arthroplasty after failed internal fixation of proximal femoral fractures. **Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research**, v. 105, n. 3, p. 491–495, 2019.

BOZIC, K. J. et al. The Epidemiology of Revision Total Hip Arthroplasty in the United States. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 91, n. 1, p. 128–133, 2009.

BRAND, R. A. et al. Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. **The Journal of Arthroplasty**, v. 9, n. 1, p. 45–51, 1 fev. 1994.

BREUSCH, S. J.; MALCHAU, H. The well-cemented total hip arthroplasty: theory and practice. p. 377, 2005.

BROCK, T. M. et al. Shorter, rough trunnion surfaces are associated with higher taper wear rates than longer, smooth trunnion surfaces in a contemporary large head metal-on-metal total hip arthroplasty system. **Journal of Orthopaedic Research**, 2015.

BROWN, C. et al. Characterisation of wear particles produced by metal on metal and ceramic on metal hip prostheses under standard and microseparation simulation. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, 2007.

BRYANT, M. Fretting-crevice corrosion of cemented metal on metal total hip replacements. **Doctoral dissertation, University of Leeds**, 2013.

BRYANT, M. et al. Fretting corrosion characteristics of polished collarless tapered stems in a simulated biological environment. **Tribology International**, 2013a.

BRYANT, M. et al. Fretting corrosion of fully cemented polished collarless tapered stems: The influence of PMMA bone cement. **Wear**, 2013b.

BRYANT, M. et al. Failure analysis of cemented metal-on-metal total hip replacements from a single centre cohort. **Wear**, v. 301, n. 1–2, p. 226–233, 1 abr. 2013c.

BRYANT, M. et al. Crevice corrosion of biomedical alloys: A novel method of assessing the effects of bone cement and its chemistry. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 101B, n. 5, p. 792–803, 1 jul. 2013d.

BRYANT, M. et al. Characterisation of the surface topography, tomography and chemistry of fretting corrosion product found on retrieved polished femoral stems. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 32, p. 321–334, 1 abr. 2014.

BRYANT, M. et al. The role of surface pre-treatment on the microstructure, corrosion and fretting corrosion of cemented femoral stems. **Biotribology**, 2016.

BRYANT, M.; NEVILLE, A. Corrosion and mechanical properties. **Orthopaedics and Trauma**, v. 30, n. 3, p. 176–191, 2016.

BUCHHORN, G. H. et al. Interface abrasion between rough surface femoral stems and PMMA cement results in extreme wear volumes-A retrieval study and failure analysis. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 103, n. 1, p. 229–241, 1 jan. 2014.

BURGER, N. D. L.; DE VAAL, P. L.; MEYER, J. P. Failure analysis on retrieved ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) acetabular cups. **Engineering Failure Analysis**, v. 14, n. 7, p. 1329–1345, 2007.

CAETANO, R. R.; FRANCO JR, A. R.; PINEDO, C. E. Formation of expanded austenite on plasma nitriding a austenitic stainless steel aisi 316 grade astm f138. **Núcleo de Pesquisas Tecnológicas da Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, SP, Brasil**, v. 63, n. 1, p. 143–146, 2010.

CARTNER, J. et al. Characterization of Femoral Head Taper Corrosion Features Using a 22-Year Retrieval Database. **HSS Journal**, v. 13, n. 1, p. 35–41, 2017.

CASAGRANDE, A.; CAMMAROTA, G. P.; MICELE, L. Relationship between fatigue limit and Vickers hardness in steels. **Materials Science and Engineering A**, v. 528, n. 9, p. 3468–3473, 2011.

CATELAS, I. et al. TNF- α secretion and macrophage mortality induced by cobalt and chromium ions *in vitro* - Qualitative analysis of apoptosis. **Biomaterials**, 2003.

CHEN, Q.; THOUAS, G. A. Metallic implant biomaterials. **Materials Science and Engineering: R: Reports**, v. 87, p. 1–57, 1 jan. 2015.

CHOI, D. et al. *In vitro* measurement of interface micromotion and crack in cemented total hip arthroplasty systems with different surface roughness. **Clinical Biomechanics**, 2010.

CIPRIANO, C. A. et al. Metallosis after metal-on-polyethylene total hip arthroplasty. **American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.)**, v. 37, n. MARCH, p. E18–E25, 2008.

COLLIER, J. P. et al. Corrosion between the components of modular femoral hip prostheses. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series B**, v. 74, n. 4, p. 511–

517, 1992.

COOPER, H. J. et al. Adverse local tissue reaction arising from corrosion at the femoral neck-body junction in a dual-taper stem with a cobalt-chromium modular neck. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 95, n. 10, p. 865–72, 15 maio 2013.

CRISTOFOLINI, L. et al. Comparative *in vitro* study on the long term performance of cemented hip stems: Validation of a protocol to discriminate between “good” and “bad” designs. **Journal of Biomechanics**, 2003.

CUBILLOS, P. O. et al. Evaluation of Surface Finish and Dimensional Control of Tribological Metal-Ultra High Molecular Weight Polyethylene Pair of Commercially Available Hip Implants. **The Journal of Arthroplasty**, 2017.

CUBILLOS, P. O. et al. A Proposition to Standardize the Microstructural Grain Size Measurements of Hip Stems. **Journal of Testing and Evaluation**, 2019.

DALLACOSTA, D. Á. B. Desenvolvimento de um simulador universal para ensaio de desgaste em próteses de quadril. **Tese Doutorado, Universidade Federal de Santa Catarina**, p. 134, 2011.

DATASUS. <http://datasus.saude.gov.br/>.

DE LA HERRÁN, G.; USABIAGA, J. Propiedades de lubricación del líquido sinovial en la artroplastia total de cadera. **Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología**, v. 48, n. 3, p. 218–224, 2004.

DE MARTINO, I. et al. Corrosion and Fretting of a Modular Hip System: A Retrieval Analysis of 60 Rejuvenate Stems. **The Journal of Arthroplasty**, v. 30, n. 8, p. 1470–5, 1 ago. 2015.

DELLA VALLE, A. G. et al. A rough surface finish adversely affects the survivorship of a cemented femoral stem. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 436, p. 158–163, 2005.

DÍAZ, M. et al. Evaluation of ion release, cytotoxicity, and platelet adhesion of electrochemical anodized 316 L stainless steel cardiovascular stents. **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, 2008.

DONALDSON, F. E.; COBURN, J. C.; SIEGEL, K. L. Total hip arthroplasty head-neck contact mechanics: A stochastic investigation of key parameters. **Journal of Biomechanics**, 2014.

DOS SANTOS, C. T. et al. Characterization of the fretting corrosion behavior, surface and debris from head-taper interface of two different modular hip prostheses. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 62, p. 71–82, 1 set. 2016.

DOS SANTOS, V. O. Avaliação do *fretting-corrosion* de hastes femorais cimentadas. **Trabalho de Conclusão de Curso, Universidade Federal de Santa Catarina**, 2018.

DOS SANTOS, V. O. et al. Análise *In vitro* e *In silico* de *Fretting-corrosion* na Interface Haste-Cabeça e Haste-Cimento de Próteses de Quadril. **ABM Week 2019**, 2019.

DUARTE, G. M. H.; ALBERTI, L. R. Artroplastia total cimentada do quadril. **Revista do Médico Residente**, v. 15, n. 1, p. 1–12, 2013.

DYRKACZ, R. M. R. **Corrosion at the head-neck taper interface of artificial hip joints**. [s.l.] University of Manitoba, 2013.

DYRKACZ, R. M. R. et al. Finite element analysis of the head-neck taper interface of modular hip prostheses. **Tribology International**, 2014.

EBRAMZADEH, E. et al. Initial Stability of Cemented Femoral Stems as a Function of Surface Finish, Collar, and Stem Size. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series A**, 2004.

ELLMAN, M. B.; LEVINE, B. R. Fracture of the Modular Femoral Neck Component in Total Hip Arthroplasty. **Journal of Arthroplasty**, v. 28, n. 1, p. 196.e1-196.e5, 2013a.

ELLMAN, M. B.; LEVINE, B. R. Fracture of the Modular Femoral Neck Component in Total Hip Arthroplasty. **Journal of Arthroplasty**, v. 28, n. 1, p. 196.e1-196.e5, 2013b.

ENGLISH, R.; ASHKANFAR, A.; ROTHWELL, G. The effect of different assembly loads on taper junction fretting wear in total hip replacements. **Tribology International**, v. 95, p. 199–210, 1 mar. 2016.

FESSLER, H.; FRICKER†, D. C. **Friction in femoral prosthesis and photoelastic model cone taper joints** *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 1989.

FLORES, P. B. Suscetibilidade à corrosão localizada em ligas utilizadas em

implantes ortopédicos. **Trabalho de Conclusão de Curso, Universidade Federal do Rio Grande do Sul**, 2015.

FRANKEL, V. H.; NORDIN, M. Biomecânica básica do sistema músculo esquelético. **Rio de Janeiro**, 2003.

GALIA, C. R. et al. Atualização em artroplastia total de quadril: uma técnica ainda em desenvolvimento. **Revista Brasileira de Ortopedia**, 2017.

GENTIL, V. **Corrosão**. 2ª ed. Rio de Janeiro: [s.n.].

GERINGER, J.; ATMANI, F.; FOREST, B. Friction-corrosion of AISI 316L/bone cement and AISI 316L/PMMA contacts: Ionic strength effect on tribological behaviour. **Wear**, 2009.

GERINGER, J.; FOREST, B.; COMBRADE, P. *Fretting-corrosion* of materials used as orthopaedic implants. **Wear**, v. 259, n. 7–12, p. 943–951, 1 jul. 2005.

GERINGER, J.; KIM, K.; BOYER, B. Fretting corrosion in biomedical implants. **Tribocorrosion of Passive Metals and Coatings**, p. 401–423, 2011.

GILBERT, J. L.; MALI, S. A.; SIVAN, S. Corrosion of Modular Tapers in Total Joint Replacements: A Critical Assessment of Design, Materials, Surface Structure, Mechanics, Electrochemistry, and Biology. In: **Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices**. [s.l: s.n.].

GILBERT, J. L.; MEHTA, M.; PINDER, B. Fretting crevice corrosion of stainless steel stem-CoCr femoral head connections: Comparisons of materials, initial moisture, and offset length. **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, v. 88, n. 1, p. 162–173, 2009.

GILL, H. S. et al. **Molecular and immune toxicity of CoCr nanoparticles in MoM hip arthroplasty** *Trends in Molecular Medicine*, 2012.

GIORDANI, E. J.; FERREIRA, I.; BALANCIN, O. Propriedades mecânicas e de corrosão de dois aços inoxidáveis austeníticos utilizados na fabricação de implantes ortopédicos. **Rem: Revista Escola de Minas**, v. 60, n. 1, p. 55–62, 2007.

GLYN-JONES, S. et al. Risk factors for inflammatory pseudotumour formation following hip resurfacing. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 91, p. 1566–74, 2009.

GOLDBERG, J. R. et al. A Multicenter Retrieval Study of the Taper Interfaces of Modular Hip Prostheses. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 401, n.

401, p. 149–161, 2002.

GOLDBERG, J. R.; GILBERT, J. L. *In vitro* Corrosion Testing of Modular Hip Tapers. **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, v. 64, n. 2, p. 78–93, 2003.

GREEN, G.; KHAN, M.; HADDAD, F. S. (i) Why do total hip replacements fail ? **Orthopaedics and Trauma**, v. 29, n. 2, p. 79–85, 2014.

GRIZA, S. et al. Migração e deformações induzidas por diferentes hastes do tipo force-closed para ATQ. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 50, n. 6, p. 686–693, 2015.

HALL, D. J. et al. Corrosion of Modular Junctions in Femoral and Acetabular Components for Hip Arthroplasty and Its Local and Systemic Effects. In: **Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices**. [s.l: s.n.].

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Tradução: Giuseppe TarantoRio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, , 2005.

HAMADOUCHE, M. et al. Minimum 10-year survival of Kerboull cemented stems according to surface finish. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 466, n. 2, p. 332–339, 2008.

HEINEY, J. P. et al. Impact magnitudes applied by surgeons and their importance when applying the femoral head onto the Morse taper for total hip arthroplasty. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 129, n. 6, p. 793–796, 4 jun. 2009.

HOTHI, H. S. et al. The reliability of a scoring system for corrosion and fretting, and its relationship to material loss of tapered, modular junctions of retrieved hip implants. **The Journal of Arthroplasty**, v. 29, n. 6, p. 1313–7, 1 jun. 2014.

HOTHI, H. S. et al. Clinical significance of corrosion of cemented femoral stems in metal-on-metal hips: a retrieval study. **International Orthopaedics**, 2016.

HOWELL, J. R. et al. *In vivo* Surface Wear Mechanisms of Femoral Components of Cemented Total Hip Arthroplasties: The Influence of Wear Mechanism on Clinical Outcome. **Journal of Arthroplasty**, 2004.

ILYAS, A. et al. **Orthopedic clinics of North America. Volume 45, Issue 1**. [s.l: s.n.].

J GOLDSMITH, A. A. et al. The Effect of Activity Levels of Total Hip

Arthroplasty Patients on Socket Penetration Wear of Orthopaedic Implants. **The Journal of Arthroplasty**, 2001.

JACOBS, J. J. et al. Local and distant products from modularity. **Clinical orthopaedics and related research**, 1995.

JACOBS, J. J.; HALLAB, N. J. Loosening and osteolysis associated with metal-on-metal bearings: A local effect of metal hypersensitivity? **Journal of Bone and Joint Surgery - Series A**, v. 88, n. 6, p. 1171–1172, 2006.

JAUCH-MATT, S. Y.; MILES, A. W.; GILL, H. S. Effect of trunnion roughness and length on the modular taper junction strength under typical intraoperative assembly forces. **Medical Engineering & Physics**, v. 39, p. 94–101, 2017.

JAUCH, S. Y. et al. Influence of material coupling and assembly condition on the magnitude of micromotion at the stem-neck interface of a modular hip endoprosthesis. **Journal of Biomechanics**, 2011.

JAUCH, S. Y. et al. Design parameters and the material coupling are decisive for the micromotion magnitude at the stem-neck interface of bi-modular hip implants. **Medical Engineering and Physics**, 2014.

KAO, Y.-Y. J. et al. Flexural Rigidity, Taper Angle, and Contact Length Affect Fretting of the Femoral Stem Trunnion in Total Hip Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 31, p. 254–258, 2016.

KEEGAN, G. M. Orthopaedic metals and their potential toxicity in the arthroplasty patient. A review of current knowledge and future strategies. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series B**, 2007.

KOCH, C. N. et al. Ceramic Bearings with Titanium Adapter Sleeves Implanted During Revision Hip Arthroplasty Show Minimal Fretting or Corrosion: a Retrieval Analysis. **HSS Journal**, 2017.

KONAN, S. et al. Modular tapered titanium stems in revision arthroplasty of the hip the risk and causes of stem fracture. **Bone and Joint Journal**, 2016.

KOROVESSIS, P. et al. **Metallosis after contemporary metal-on-metal total hip arthroplasty: Five to nine-year follow-up** **Journal of Bone and Joint Surgery - Series A**, 2006.

KUEHN, K.-D.; EGE, W.; GOPP, U. Acrylic bone cements: composition and properties. **The Orthopedic clinics of North America**, v. 36, n. 1, p. 17–28, v, 1 jan.

2005.

KUMAR, S. et al. Evaluation of fretting corrosion behaviour of CP-Ti for orthopaedic implant applications. **Tribology International**, v. 43, n. 7, p. 1245–1252, 1 jul. 2010.

KURTZ, S. et al. Is taper fretting corrosion a threat to the clinical performance of large-diameter hips with highly crosslinked polyethylene bearings? **Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices**, 2015.

KURTZ, S. M. et al. Do Ceramic Femoral Heads Reduce Taper Fretting Corrosion in Hip Arthroplasty? A Retrieval Study. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 2013.

KWON, Y. M. et al. Dose-dependent cytotoxicity of clinically relevant cobalt nanoparticles and ions on macrophages *in vitro*. **Biomedical Materials**, 2009.

KWON, Y. M. et al. Sensitivity and Specificity of Metal Ion Levels in Predicting “Pseudotumors” due to Taper Corrosion in Patients With Dual Taper Modular Total Hip Arthroplasty. **Journal of Arthroplasty**, v. 32, n. 3, p. 996–1000, 2017.

LANCASTER, J. K. Abrasive wear of polymers. **Wear**, v. 14, n. 4, p. 223–239, 1969.

LANGTON, D. J. et al. Taper junction failure in large-diameter metal-on-metal bearings. **Bone & Joint Research**, 2012.

LEE, J. M. et al. Size of metallic and polyethylene debris particles in failed cemented total hip replacements. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series B**, v. 74, n. 3, p. 380–384, 1992.

LI, Y. et al. Cytotoxicity of titanium and titanium alloying elements. **Journal of Dental Research**, 2010.

LOURES, E. D. A.; LEITE, I. C. G. Análise da qualidade de vida de pacientes osteoartrosicos submetidos à artroplastia total do quadril. **Revista Brasileira de Ortopédia**, v. 47, n. 4, p. 498–504, 2012.

MAGNISSALIS, E. A. et al. Failure analysis of two Ti-alloy total hip arthroplasty femoral stems fractured *in vivo*. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 66, n. 1, p. 299–305, 2003.

MALI, S. A.; GILBERT, J. L. Correlating Fretting Corrosion and Micromotions in Modular Tapers: Test Method Development and Assessment. In: **Modularity and**

Tapers in Total Joint Replacement Devices. [s.l: s.n.].

MANIVASAGAM, G.; DHINASEKARAN, D.; RAJAMANICKAM, A. Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention-A Review. **Recent Patents on Corrosion Science**, 2010.

MARK, J. E. **Polymer Data Handbook.** [s.l: s.n.].

MARTIN, A. J.; JENKINS, D. R.; VAN CITTERS, D. W. Role of corrosion in taper failure and head disassociation in total hip arthroplasty of a single design. **Journal of Orthopaedic Research**, 2018.

MATOS, D. R. Qualidade de vida e reabilitação: casos cirúrgicos de artroplastia total do quadril. **Dissertação de Mestrado - Univerdade de Brasilia**, 2006.

MATTHIES, A. K. et al. Material loss at the taper junction of retrieved large head metal-on-metal total hip replacements. **Journal of Orthopaedic Research**, 2013.

MCKELLOP, H. A. The lexicon of polyethylene wear in artificial joints. **Biomaterials**, v. 28, n. 34, p. 5049–5057, 2007.

MEDTECH EUROPE. **MedTech Europe position on the proposed harmonised classification of cobalt metal as CMR category 1B.** [s.l: s.n.].

MENDES, R. **Estudo experimental comparativo dos cimentos ósseos nacionais.** [s.l.] Pontifícia Universidade Católica, 2006.

MEYER, H. et al. Corrosion at the cone/taper interface leads to failure of large-diameter metal-on-metal total hip arthroplasties. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 470, n. 11, p. 3101–3108, 2012.

MILOŠEV, L. et al. Extensive metallosis and necrosis in failed prostheses with cemented titanium-alloy stems and ceramic heads. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series B**, v. 82, n. 3, p. 352–357, 2000.

MOLLOY, D. O. et al. Fretting and corrosion in modular-neck total hip arthroplasty femoral stems. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series A**, 2014.

MORLOCK, M. M. et al. Primary hip replacement stem taper fracture due to corrosion in 3 patients. **Acta Orthopaedica**, v. 87, n. 2, p. 189–192, 2016.

MUNIR, S.; WALTER, W. L.; WALSH, W. R. Variations in the trunnion surface topography between different commercially available hip replacement stems. **Journal**

of **Orthopaedic Research**, 2015.

MURAKAMI, Y. Chapter 5: Effect of Hardness H V on Fatigue Limits of Materials Containing Defects , and Fatigue Limit Prediction Equations. **Metal Fatigue Effects of Small Defects and Nonmetallic Inclusions**, p. 57–74, 2002.

NAMBU, S. et al. Accelerated Fretting Corrosion Testing of Modular Necks for Total Hip Arthroplasty. **Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices**, 2015.

NASSIF, N. A. et al. Taper Design Affects Failure of Large-head Metal-on-metal Total Hip Replacements. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 472, n. 2, p. 564–571, 26 fev. 2013.

NIELSEN, K. Corrosion of metallic implants. **British Corrosion Journal**, v. 22, n. 4, p. 272–278, 18 jan. 1987.

NJR. **16 th Annual Report 2019 - National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man**. [s.l: s.n.].

OKSIUTA, Z. et al. Analysis of microstructural aspects of a hip stem failure made of the REX 734 stainless steel. **Engineering Failure Analysis**, v. 72, p. 1–10, 2017.

OLADOKUN, A. O. Mechanism of fretting corrosion at the modular taper interface of hip prosthesis. **Doctoral dissertation, University of Leeds**, 2017.

OLIVEIRA, F. S. Caracterização e propriedades mecânicas de próteses para quadril. **Dissertação - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro**, 2013.

OLLIVERE, B. et al. Early clinical failure of the Birmingham metal-on-metal hip resurfacing is associated with metallosis and soft-tissue necrosis. **Bone & Joint Journal**, v. 91, n. 8, p. 1025–1030, 2009.

OSKOU EI, R. H. et al. A new finding on the in-vivo crevice corrosion damage in a CoCrMo hip implant. **Materials Science and Engineering C**, v. 79, p. 390–398, 2017.

OUELLETTE, E. S. et al. Design, Material, and Seating Load Effects on *In vitro* Fretting Corrosion Performance of Modular Head-Neck Tapers. **Journal of Arthroplasty**, 2019.

PANAGIOTIDOU, A. et al. Enhanced wear and corrosion in modular tapers in total hip replacement is associated with the contact area and surface topography.

Journal of Orthopaedic Research, v. 31, n. 12, p. 2032–2039, 2013.

PAVLINA, E. J.; VAN TYNE, C. J. Correlation of Yield strength and Tensile strength with hardness for steels. **Journal of Materials Engineering and Performance**, v. 17, n. 6, p. 888–893, 2008.

PELLIER, J.; GERINGER, J.; FOREST, B. *Fretting-corrosion* between 316L SS and PMMA: Influence of ionic strength, protein and electrochemical conditions on material wear. Application to orthopaedic implants. **Wear**, v. 271, p. 1563–1571, 2011.

PEREIRA, L. et al. Artroplastia total de quadril e joelho: aspectos clínicos na fase perioperatória. **Einstein (São Paulo)**, v. 8, n. 3, p. 350–3, 2010.

PIERRE, D. et al. Effects of Seating Load Magnitude on Incremental Cyclic Fretting Corrosion in 5°40' Mixed Alloy Modular Taper Junctions. **Journal of Arthroplasty**, v. 33, n. 6, p. 1953–1961, 2018.

POURZAL, R. et al. What Factors Drive Taper Corrosion? **Journal of Arthroplasty**, 2018.

RABELLO, B. T. et al. Artroplastia total do quadril não cimentada em pacientes com artrite reumatóide. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 43, n. 8, p. 336–42, 2008.

RIMNAC, C. M.; KURTZ, S. M. Ionizing radiation and orthopaedic prostheses. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 236, n. 1–4, p. 30–37, 2005.

ROWAN, F. E. et al. The onset of fretting at the head-stem connection in hip arthroplasty is affected by head material and trunnion design under simulated corrosion conditions. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 36, n. 6, p. 1630–1636, 2018.

SCHEDULE, A. et al. Response of L-929 Fibroblasts, Human Gingival Fibroblasts, and Human Tissue Mast Cells to Various Metal Cations. **Journal of Dental Research**, v. 74, n. 8, p. 1513–1520, 1995.

SCHMALZRIED, T. P. et al. Wear is a function of use, not time. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 381, p. 36–46, 2000.

SCHWACHMEYER, V. et al. *In vivo* Hip Joint Loading during Post-Operative Physiotherapeutic Exercises. **PLoS ONE**, v. 8, n. 10, p. e77807, 29 out. 2013.

SHEARWOOD-PORTER, N. et al. Damage mechanisms at the cement-implant interface of polished cemented femoral stems. **Journal of Biomedical**

Materials Research Part B: Applied Biomaterials, v. 105, n. 7, p. 2027–2033, 1 jul. 2016.

SHULMAN, R. M. et al. Trunnionosis: the latest culprit in adverse reactions to metal debris following hip arthroplasty. **Skeletal Radiology**, 2015.

SILJANDER, M. P. et al. Fretting and Corrosion Damage in Retrieved Metal-on-Polyethylene Modular Total Hip Arthroplasty Systems: What Is the Importance of Femoral Head Size? **Journal of Arthroplasty**, 2018.

SILVA, E. DA F. E.; OLIVEIRA, L. F. C. DE. Caracterização química e metalográfica dos aços inoxidáveis de implantes removidos de pacientes. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 19, n. 5, p. 855–878, 2011.

SILVA, M. et al. Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year. **The Journal of Arthroplasty**, v. 17, n. 6, p. 693–697, 2002.

SILVA, M. et al. Activity sampling in the assessment of patients with total joint arthroplasty. **The Journal of arthroplasty**, v. 20, n. 4, p. 487–491, 2005.

SOLIS-ARRIETA, L.; LEÓN-HERNÁNDEZ, S. R.; VILLEGAS-CASTREJÓN, H. Análisis de partículas de desgaste en tejido periprotésico de cadera y rodilla con microscopia electrónica de barrido. **Cirugia y Cirujanos**, 2012.

SOUZA, M. M. DE. **Study of the form and roughness in orthopaedic hip prosthesis**. [s.l.] Federal University of Rio de Janeiro, 2011.

STACHOWIAK, G. W. *Wear: materials, mechanisms and practice*. **Wiley, John**, 2006.

SWAMINATHAN, V.; GILBERT, J. L. Potential and frequency effects on fretting corrosion of Ti6Al4V and CoCrMo surfaces. **Journal of Biomedical Materials Research - Part A**, 2013.

TAN, S. C. et al. Effect of Taper Design on Trunnionosis in Metal on Polyethylene Total Hip Arthroplasty. **Journal of Arthroplasty**, v. 30, n. 7, p. 1269–1272, 2015.

TEIXEIRA, L. M. R. Avaliação do comportamento ao desgaste de compósitos poliméricos. **Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista**, 2012.

THEODORE, W. et al. A Finite Element Investigation into the Effects of Head Size and Trunnion Design on the Micromotion at the Head-Neck Interface in THR. **Applied Mechanics and Materials**, 2014.

TOPOLOVEC, M. et al. Wear debris from hip prostheses characterized by electron imaging. **Central European Journal of Medicine**, 2013.

URBAN, R. M.; GILBERT, J. L.; JACOBS, J. J. Corrosion of modular titanium alloy stems in cementless hip replacement. **Journal of ASTM International**, v. 2, n. 10, p. 357–366, 2005.

VAN CITTERS, D. W.; ASSAEL, D. J.; CURRIER, J. H. Metrology for Dual Taper Total Hip Arthroplasty. **Modularity and Tapers in Total Joint Replacement Devices**, 2015.

VAUGHN, B. K. et al. **Influence of surface finish in total hip arthroplasty.** Journal of Arthroplasty. **Anais...**2003

VICECONTI, M. et al. Design-related fretting wear in modular neck hip prosthesis. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 30, n. 2, p. 181–186, 1 fev. 1996.

VICECONTI, M. et al. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. **Journal of Biomechanics**, 2000.

VUNDELINCKX, B. J.; VERHELST, L. A.; DE SCHEPPER, J. Taper corrosion in modular hip prostheses: Analysis of serum metal ions in 19 patients. **Journal of Arthroplasty**, 2013.

WALCZAK, J.; SHAHGALDI, F.; HEATLEY, F. *In vivo* corrosion of 316L stainless-steel hip implants: Morphology and elemental compositions of corrosion products. **Biomaterials**, 1998.

WALPOLE, S. C. et al. The weight of nations: An estimation of adult human biomass. **BMC Public Health**, 2012.

WANG, A.; ESSNER, A.; SCHMIDIG, G. The effects of lubricant composition on *in vitro* wear testing of polymeric acetabular components. **Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials**, v. 68, n. 1, p. 45–52, 2004.

WHITTAKER, R. K. et al. Variation in taper surface roughness for a single design effects the wear rate in total hip arthroplasty. **Journal of Orthopaedic Research**, 2017.

WILLERT, H. G. et al. Crevice corrosion of cemented titanium alloy stems in total hip replacements. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 333, p. 51–

75, 1996.

WILLMANN, G.; FRÜH, H. J.; PFAFF, H. G. Wear characteristics of sliding pairs of zirconia (Y-TZP) for hip endoprotheses. **Biomaterials**, 1996.

WITT, F. et al. Quantification of the contact area at the head-stem taper interface of modular hip prostheses. **PLoS ONE**, 2015.

WODECKI, P. et al. New type of hip arthroplasty failure related to modular femoral components: Breakage at the neck-stem junction. **Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research**, 2013.

WOODBRIDGE, A. B. et al. The Exeter Short Revision Stem for Cement-in-Cement Femoral Revision: A Five to Twelve Year Review. **Journal of Arthroplasty**, 2019.

YAMAMOTO, A.; HONMA, R.; SUMITA, M. Cytotoxicity evaluation of 43 metal salts using murine fibroblasts and osteoblastic cells. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 39, n. 2, p. 331–340, fev. 1998.

YATES, P. J. et al. Fractures of modern high nitrogen stainless steel cemented stems: cause, mechanism, and avoidance in 14 cases. **The Journal of arthroplasty**, v. 23, n. 2, p. 188–196, 2008.

ZAHIRI, C. A. et al. Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement. **Journal of Arthroplasty**, 1999.

ZHANG, H. **The Influence of Stem Design and Fixation Methods on the Lifetime of Total Hip Replacement** University of Huddersfield, , 2009.

ZHOU, Z. et al. Evaluation of the potential cytotoxicity of metals associated with implanted biomaterials (I). **Preparative Biochemistry and Biotechnology**, v. 39, n. 1, p. 81–91, 2009.

ZHU, S. et al. Biocompatibility of pure iron: *In vitro* assessment of degradation kinetics and cytotoxicity on endothelial cells. **Materials Science and Engineering C**, 2009.