

ANÁLISES DE PRÓTESES REVISADAS: UMA ALTERNATIVA PARA OTIMIZAÇÃO DE PROJETOS

Mariana Reis¹,
Sandro Griza²,
Telmo Roberto Strohaecker³

Resumo

As próteses têm sido aplicadas com sucesso para alívio da dor devido a doenças como osteoporose e fraturas graves, em especial as próteses de joelho e de quadril. No entanto a taxa de revisão (vida útil média de 10 anos) é considerada alta para os padrões atuais, com cada vez mais próteses implantadas em pessoas mais jovens e ativas. Diversos estudos têm sido realizados para melhorar este panorama, elevando a vida útil das próteses. Uma técnica empregada é o estudo de componentes revisados para esclarecer o motivo da falha na tentativa de melhorar o projeto. Neste trabalho analisamos componentes femorais de próteses de quadril, prótese de joelho e hastes bloqueadas do tipo marquet (prótese de fêmur), através das técnicas convencionais de análise de falha. Constatamos características microestruturais e de composição química em desacordo com as normas atuais. Também identificamos alguns fatores típicos de falha biomecânica.

Palavras-chave: Prótese; Fadiga; Análise de falha.

60° Congresso ABM, 25 a 28 de julho de 2005, Belo Horizonte – MG

¹ Graduanda em Engenharia Metalúrgica – UFRGS

² Doutorando, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais. (PPGEM) – UFRGS

³ Professor, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais (PPGEM) - UFRGS

LAMEF – Laboratório de Metalurgia Física

UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

www.lamef.demet.ufrgs.br

INTRODUÇÃO

As próteses são componentes projetados e fabricados para serem introduzidos no corpo humano, a fim de reabilitar ao máximo a qualidade de vida do paciente. Intervenções cirúrgicas para substituição de estruturas ósseas danificadas por doenças graves, tais como a osteoporose, desgaste de articulações e fraturas graves têm sido aplicadas com crescente sucesso nos últimos anos. Nestas operações, muitas vezes a articulação óssea é totalmente substituída por próteses fabricadas com biomateriais. Considerando que o paciente busca o alívio de seu sofrimento e a reabilitação de seu estilo de vida, as taxas de revisão devido às falhas em sistemas implantados devem ser reduzidas. Cirurgias de revisão são sacrificantes e diminuem paulatinamente a qualidade do sistema, visto que o osso é quase sempre reajustado para receber a nova prótese.

Dentre os implementos podem ser consideradas a evolução de uma variedade de materiais tais como aços inoxidáveis, ligas de Cr-Co e ligas de Ti. Em termos geométricos têm sido desenvolvidas mudanças de formas, introdução de degraus, nervuras e fendas. Nas técnicas de fixação observam-se as próteses cimentadas e não-cimentadas. [3]

A confiabilidade de articulações protéticas de quadril tem sido altamente implementada como consequência das lições aprendidas após aplicações clínicas de dezenas de diferentes tipos de próteses implantadas em milhares de pacientes. [4]

Na substituição eficiente de ossos e articulações, os implantes ortopédicos devem possuir uma série de propriedades específicas, tais como boa resistência à tração e excelente resistência à fadiga, alta resistência à corrosão e ao desgaste, bem como biocompatibilidade. [5]

Então os diversos implementos requerem um cuidado para evitar o retorno de falhas que ocorriam anteriormente, dentre elas a própria ruptura da haste como consequência de diversas falhas concorrentes, tais como defeitos superficiais induzidos pelos processos de fabricação, a alta concentração de tensões localizada devido ao projeto da haste, peso e atividade do paciente, a estabilidade da interface mecânica entre haste e osso, propriedades de fadiga do material e a corrosão. [3]

O estudo de componentes revisados para esclarecer o motivo da falha é uma técnica utilizada na tentativa de melhorar o projeto. [6]

Neste trabalho foram analisados componentes revisados a partir de meados de 1993, a fim de comparar os resultados com as exigências das normas vigentes, identificando a microestrutura (tamanho e distribuição de fases) e classificando os materiais conforme as suas constituições químicas. Ensaio de microdureza foram realizados para auxiliar na identificação de tratamentos térmicos e processo de obtenção das peças.

METODOLOGIA

A metodologia para análise das falhas, segue o proposto pela literatura. [6],[9-11],[13-17] Para análise de fratura foi empregado microscópio estereoscópico de baixa amplificação e microscópio eletrônico de varredura. Para análise metalográfica, foi utilizada microscopia ótica. Para análise química foi utilizado espectrômetro de emissão óptica. Análises de microsonda EDX também foram aplicadas para qualificação de fases e elementos presentes nas ligas de Cr-Co e Ti. Os ensaios de dureza foram realizados em durômetro.

Foram analisados os seguintes componentes cujos resultados serão apresentados nesta ordem:

- Quatro hastes de próteses de quadril, sendo três delas cimentadas de aço inoxidável e a outra de titânio não-cimentada;
- Componentes tibial e femoral de prótese de substituição total de joelho;
- Cinco hastes que compõem prótese intramedular de fêmur.

RESULTADOS

Próteses de Quadril

As hastes analisadas estão identificadas como A, B, C e D. Todas foram confeccionadas com acabamento superficial fosco, rugoso.

A **Haste A** foi classificada como um aço inoxidável AISI 316L (Tabela 1) com baixo nível de inclusões de sulfeto de manganês (resultado não apresentado). A microestrutura é austenítica com tamanho de grão refinado, em média 5ASTM. A dureza média foi de 160 HV com desvio padrão de 8,7 HV.

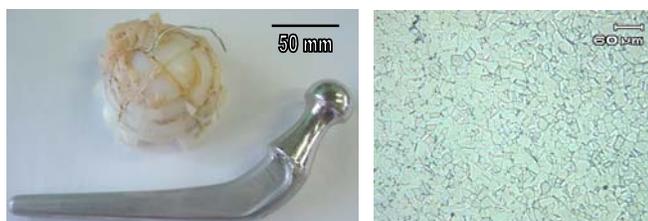


Figura 1. Prótese monobloco de inox. Observa-se o copo acetabular com resquícios de cimento ósseo. As marcas na lateral da haste foram devidas à cirurgia de revisão. A micrografia mostra grãos austeníticos com tamanho médio 5ASTM. Ataque eletrolítico com ácido oxálico 4%.

Tabela 1. Porcentagem em peso dos elementos da haste A.

Elemento	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni
%	0,02	0,29	1,82	0,02	0,01	17,82	1,97	13,51

A **Haste B** Foi classificada como um aço inoxidável AISI 316L (Tabela 2). A microestrutura é similar a uma bruta de fusão contendo ilhas de ferrita e carbeto em uma matriz austenítica mostrando delineação dendrítica (Figura 2). A dureza média foi de 232,25 HV com desvio padrão de 6,3 HV. A Figura 3-a indica que a ruptura ocorreu próxima a um filete transversal. Além disso, observa-se na figura 3-b que ao longo da superfície fraturada existem diversos pontos de nucleação de trincas, indicando que houve esforços de flexão e torção. As micrografias obtidas em MEV mostram que a prótese sofreu processo de fadiga evidenciado pelas estrias de fadiga encontradas (Figura 3-c). Em um recente trabalho [13], foi verificado que esta prótese rompeu devido à alta concentração de tensões provocada pelas ranhuras.



Figura 2. Fotografias da prótese modular fraturada. Observa-se a presença de material orgânico, cimento ósseo e as ranhuras para maior estabilidade.



Figura 3. Micrografia da amostra mostrando que a microestrutura é bruta de fusão contendo ilhas de ferrita e carbeto em uma matriz austenítica. Imagens mostrando a ruptura da prótese junto a um dos filetes transversais (aumento de 4x), os diferentes pontos de nucleação, indicados por setas (aumento de 5x) e as estrias de fadiga, respectivamente.

Tabela 2. Resultados obtidos na análise química da haste B.

Elemento	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni
%	0,03	0,55	0,83	0,01	0,002	18,62	2,62	12,30

O material da **Haste C** foi classificado como um aço inoxidável AISI 316L (Tabela 3). Após ataque eletrolítico com reagente a base de ácido oxálico, foi possível identificar processos de solda unindo duas partes metálicas da haste. Além do metal depositado, observamos também uma região central separada por falta de penetração da solda (Figura 4). A microestrutura observada em microscópio óptico do metal base é formada por grãos poligonais austeníticos com tamanho de grão 7,7ASTM. A microestrutura da solda é constituída de grãos dendríticos primários. Um ataque por imersão com reagente à base de ácido clorídrico e álcool revelou ferrita delta nos contornos dendríticos. Junto à zona afetada pelo calor o tamanho de grão é de 5,5ASTM. Uma das superfícies foi analisada em microscópio eletrônico de varredura (MEV), onde observamos uma separação interdendrítica em regiões junto à superfície. Junto ao centro, região “a” da Figura 7, foram observadas estrias de fadiga.



Figura 4. Imagem mostrando a prótese como recebida, com o plano de fratura na haste. As marcas de deformação superficiais foram produzidas na operação de revisão. Macrografia da seção transversal onde observamos metal depositado por solda e a chapa unida à haste. A seta indica uma cavidade interna por falta de penetração de solda.

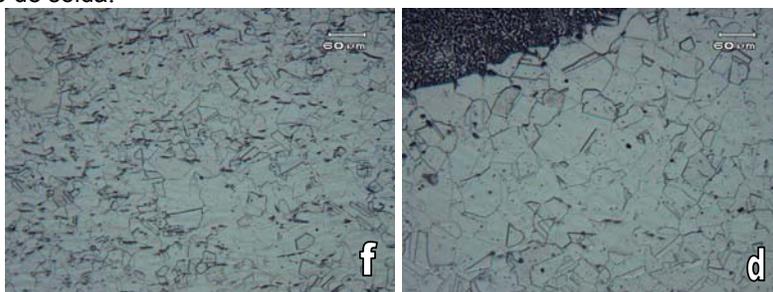


Figura 5. Micrografia mostrando microestrutura do metal de base (região “f” da Figura 4) é constituída por grãos austeníticos com tamanho médio 7,7ASTM. Micrografia à direita mostrando uma zona afetada pelo calor (região “d” da Figura 4) com tamanho de grão médio de 5,5ASTM.

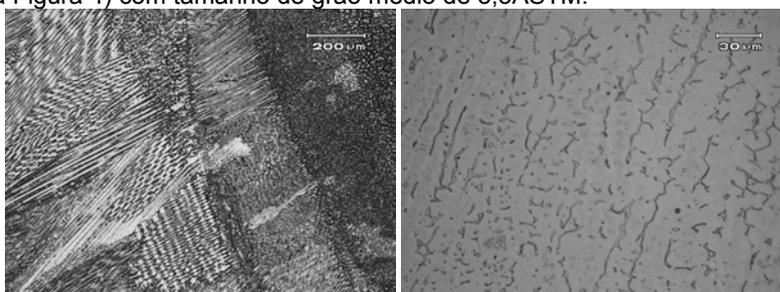


Figura 6. A microestrutura do metal depositado é constituída por ferrita delta nos contornos de dendritas primárias direcionadas. Região “e” da Figura 4. A figura à direita mostra a ferrita delta após ataque específico de Marble.

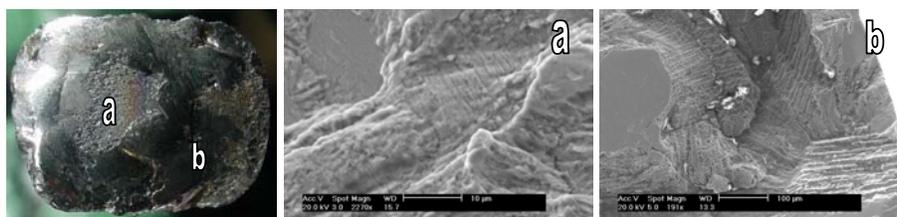


Figura 7. Aspecto da superfície de fratura da haste. Observa-se grande extensão de amassamento e algumas regiões “a” de fratura com estrias de fadiga e com separação interdendrítica “b”.

Tabela 3. Resultados obtidos na análise química da haste C.

Elemento	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni
%	0,01	0,39	1,67	0,04	0,005	16,70	1,93	10,07

A microestrutura da **Haste D**, de titânio, é formada por grãos globulares refinados de fase alfa e beta intergranular (Figura 8).

A amostra analisada em Microsonda EDS acoplada ao Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) apresentou picos de titânio e cerca de 5% de alumínio (em análise qualitativa).

A amostra apresentou dureza média de 331.2 HV com desvio padrão de 11.7 HV.



Figura 8. Imagem da prótese modular de titânio com acabamento fosco. Micrografia da amostra com grãos refinados da fase alfa (claros) e fase beta. Ataque com reagente à base de ácido fluorídrico e ácido clorídrico. Espectro de microsonda mostrando os picos relacionados ao titânio, elemento majoritário, e alumínio, o elemento de liga.

Prótese de Joelho

Foi observado que houve um infiltramento de cimento ósseo entre a parte polimérica da bandeja tibial e o componente femoral durante a cirurgia. Também foi constatada a presença de desgaste na superfície do componente femoral, como mostra a Figura 9.

Para análise microestrutural foi feito ataque eletrolítico com 10% de ácido oxálico diluído em água na amostra da bandeja e ataque com água régia na amostra do componente femoral.

As duas amostras são de uma liga de cromo-cobalto e apresentaram tamanho de grão grosseiro, sendo que a amostra do componente femoral apresentou matriz dendrítica (Figura 10).

Foi feita análise da bandeja tibial em Microsonda EDS. O resultado está na Figura 10. A análise qualitativa indicou 5%Mo, 28%Cr e 66%Co.

A bandeja tibial apresentou dureza média de 256 HV com desvio padrão de 22,7 HV e o componente femoral 280 HV de dureza média e 28 HV de desvio padrão.



Figura 9. Na imagem à esquerda observamos microesferas aderidas junto ao cimento ósseo nas interfaces. Abaixo um parafuso deformado e a patela. À direita observamos a presença de cimento ósseo junto à parte polimérica da bandeja. Macrografia mostrando o desgaste na superfície do componente femoral que fazia contato com a mesma.

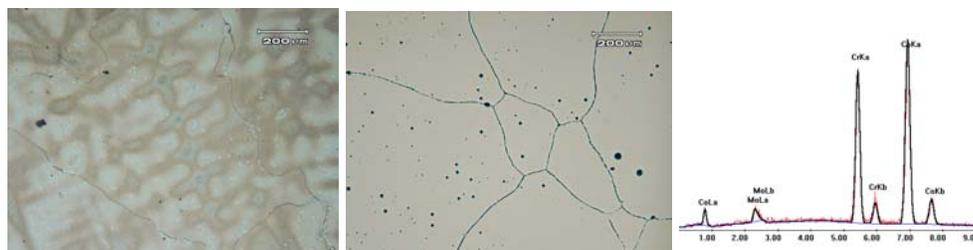


Figura 10. Micrografia mostrando as fronteiras dos grãos grosseiros e a matriz dendrítica da amostra do componente femoral (liga de Cr-Co). À direita os grãos grosseiros da amostra da bandeja também de Cr-Co. Espectro mostrando os componentes encontrados na amostra da bandeja.

Prótese de Femur

Cinco hastas bloqueadas tipo Marquet que compõem uma prótese intramedular de fêmur foram fabricadas com um aço inoxidável AISI 316.

As hastas apresentaram estrutura encruada e presença de trincas (Figura 10). O reagente utilizado para revelação de microestrutura foi ácido oxálico e o ataque foi eletrolítico. A dureza encontrada foi de 376,6 HV com desvio padrão de 16 HV para as identificações feitas. Estrias de fadiga indicam que as hastas romperam por fadiga. Como o material apresenta defeitos superficiais, este interage com o corpo e é corroído, propiciando a nucleação de trincas. As hastas são de material inadequado, pois o aço inoxidável AISI 316 por possuir mais carbono em sua composição reage com o corpo humano, o qual ataca a superfície do material e este estará propenso à corrosão, com subsequente nucleação de trincas.

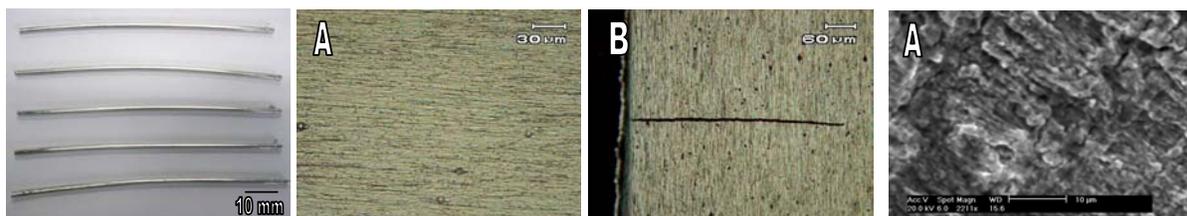


Figura 10. Macrografia mostrando as hastas analisadas. Micrografia A mostrando estrutura encruada.e micrografia B mostrando presença de trinca. Fractograia A mostrando estrias de fadiga.

Tabela 4. Resultados da análise química.

Elemento	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni	Cu
% em peso	0,053	0,384	1,816	0,002	0,001	16,870	2,144	14,930	0,144

DISCUSSÕES

Os motivos de revisão de próteses de quadril e joelho hoje em dia são menos devido à ruptura da haste e mais por afrouxamento asséptico. O afrouxamento é gerado por diversos mecanismos concorrentes. Desprendimento das superfícies entre cimento e

haste permite micromovimentos relativos. A transferência de carga pode gerar altas tensões no cimento com subsequente fluência e formação de microtrincas progressivas – acúmulo de dano. As trincas são passagens potenciais de “debris” para o osso que passa a promover um processo inflamatório que resulta em reabsorção óssea, formação de tecidos finos e conseqüente afrouxamento.[7] A reabsorção óssea adaptativa e os intensos micromovimentos são as causas comuns do afrouxamento em próteses não cimentadas.

Em termos de caracterização de material, as próteses de inox devem seguir a norma ABNT NBR ISO 5832 parte 1 “Implantes Para Cirurgia – Materiais Metálicos – Aços Inoxidáveis Conformados” ou a norma ASTM F138 “Standard Specification for wrought 18 Chromium – 14 Nickel – 2,5 Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673)”. Estas normas determinam a composição química, a microestrutura e as propriedades mecânicas da matéria prima.

A norma ISO, de influência européia, na sua primeira revisão incorporou o item “PRE” (pitting resistance equivalent) para garantir uma boa resistência a corrosão por pite. Na terceira revisão de 1997 a norma ASTM F138 também incorporou este conceito. [8] Os teores de molibdênio e cromo devem ser tais que o valor de C da expressão a seguir deve ser maior ou igual a 26.

$$C = 3,3W_{Mo} + W_{Cr}$$

Sendo que W simboliza o percentual em peso atômico do elemento subscrito.

Comparando os teores obtidos nas análises em espectrômetro com a relação percebemos que C é menor que 26 na maioria dos casos e, portanto, inadequado a estas normas.

Componentes revisados hoje foram provavelmente fabricados na década de 90, quando o aço inoxidável 316L era o mais comumente usado material de implante. [9,10,11]

A microestrutura deve apresentar baixo teor de inclusões e tamanho de grão refinado, além da ausência de ferrita delta. A prótese de quadril “B” está fora do especificado. Esta também foi fabricada com ranhuras para garantir maior estabilidade. No entanto o efeito foi prejudicial pois a alta concentração de tensões provocada por estas várias mudanças de seção permitiram a ruptura do cimento e depois a ruptura por fadiga da própria haste, de forma prematura.

A prótese de titânio é feita de titânio ligado ao alumínio e vanádio (Ti6Al4V), como analisado por microsonda. O pico do vanádio coincide com o do alumínio. A microestrutura é formada por fases alfa e beta, distribuídas de forma homogênea e com tamanho de grão refinado 7ASTM. No que tange a microestrutura, esta prótese está dentro do especificado pela norma ABNT NBR ISO 5832 parte 3 “Materiais Metálicos, Ligas Conformadas de Titânio 6-Alumínio 4-Vanádio” e ASTM F136-96 – “Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy (R56401) for Surgical Implant Applications”.

A resistência mecânica da matéria prima deve ser avaliada por ensaio de tração. Apenas como referência foi feito ensaio de dureza, visto se tratar da caracterização de próteses e não da matéria prima. A prótese de quadril de inox “A” apresentou valor médio de 160HV, indicando que o material está na forma recozida. A prótese intramedular, que apresentou dureza média de 376,6 HV, indica aumento de dureza por deformação a frio, assim como a prótese de titânio, que apresentou dureza média de 331HV.

A haste B e a prótese intramedular sofreram ruptura por fadiga. A haste “C” sofreu um reparo na fabricação, com uma chapa sendo soldada na região lateral. Foi encontrada ferrita delta em contornos de grãos dendríticos no metal depositado por solda além de falta de preenchimento, o que levou a peça a ruptura prematura por fadiga. O procedimento de fabricação desta haste fere todas as normas de boas práticas.

A infiltração de cimento ósseo sobre o componente polimérico durante a artroplastia causou desgaste do componente femoral na prótese de joelho.

Ligas de Cr-Co são por natureza empregadas em aplicações em altas temperaturas, em que o tamanho de grão grosseiro é benéfico. Para o uso em próteses ortopédicas grãos mais finos, como os obtidos por conformação isostática a quente, determinam maior resistência à fadiga. [12]

CONCLUSÕES

As análises dos componentes revisados permitiram verificar algumas inconformidades tais como especificação de material e microestrutura inadequados bem como causas de falhas mecânicas associadas a erros na cirurgia – como na prótese de joelho. Erros de fabricação (solda) e projeto (concentradores de tensão) foram verificados em duas hastes de quadril e nas hastes intramedulares (defeitos superficiais que induziram fadiga).

Apenas a haste de titânio não apresentou nenhuma inconformidade com as normas e não foi verificada falha do componente. Possivelmente esta prótese foi revisada por razões biológicas tais como perda óssea e afrouxamento por formação de tecidos finos.

A metodologia de análise de falha de componentes revisados foi efetiva na maior parte dos casos confirmando ser uma técnica apropriada para o desenvolvimento de projetos a fim de atingir o objetivo de aumentar a vida das próteses.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 SLOTEN J.V., L. LABEY, R. VAN AUDEKERCKE AND G. VAN DER PERRE. *Biomaterials*, 19 (1998) 1455;
- 2 BALEANI M., L.CRISTOFOLINI, M.VICECONTI. *Clinical Biomechanics*, 14 (1999) 339;
- 3 GILLIES R.M., P.H. MORBERG, W.J.M.BRUCE, A.TURNBULL, W.R.WALSH. *Medical Engineering e Physics*, 24 (2002) 109;
- 4 MANUELA T.R.AND R. PIETRABISSA. *Medical Engineering e Physics*, 21 (1999) 353;
- 5 BIGSBY R.J.A., D.D. AUGER, Z.M. JIN, D. DOWSON, C.S. HARDAKER AND J. FISHER. *Journal of Biomechanics*, 31 (1998) 363;
- 6 C.R.F. AZEVEDO, E. HIPPERT JR., *Failure Analysis of Surgical implants in Brazil, Engineering Failure Analysis*, 9, 2002, pp.621-633;
- 7 DENNIS K.C., CRAIG G.M., *Comparison of clinical Outcomes in Total Hip Arthroplasty Using Rough and Polished Cemented Stems with Essencially the Same Geometry, The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2002, pp.586-592;
- 8 Aços inoxidáveis Austeníticos Especiais Para Implantes Ortopédicos, *Núcleo Inox*, 14, set. 2003, pp.9;
- 9 M. SIVAKUMAR, S. RAJESWARI, *Investigation on biomechanically induced fatigue failure of a stainless steel orthopaedic implant device, journal of Materials Science Letters*, 12, 1993, pp. 145-148;
- 10 M. SIVAKUMAR, U. KAMACHI MUDALI, S. RAJESWARI, *Investigation of failures in stainless steel orthopaedic implant device: fatigue failure due to improper fixation of a compression bone plate, journal of Materials Science Letters*, 13, 1994, pp. 142-145;
- 11 M. SIVAKUMAR, U. KAMACHI MUDALI, S. RAJESWARI, *Investigation of failures in stainless steel orthopaedic implant device: pit-induced fatigue cracks, journal of Materials Science Letters*, 14, 1995, pp.148-151;
- 12 [EOH S.H., *Fatigue of biomaterials: a review, International Journal of Fatigue* 22, 2000, pp. 825-837;
- 13 WAGNER R., TARNOWSKI G., GRIZA S., KWIETNIEWSKI C., CERVIERI A., STROHAECKER T. R., *Análise de falha da haste femoral de uma prótese total de quadril, X congresso brasileiro de biomecânica, volume II, 2003, pp.327-329.*

- 14 CASSOU, C.A., "Metodoloigia de Análise de falha", Dissertação de Mestrado, PPGEM, UFRGS, 1999.
- 15 METALS HANDBOOK, Fadigue Analysis and Prevention, 9th edition, ASM, 1986.
- 16 METALS HANDBOOK, Metallography and Microstructures, 9th edition, ASM, 1986.
- 17 BROOKS, C.R., Metallurgical Failure Analysis, Volume 7, Mcgraw –hill, New York, 1993.

REVISED ANALYSES OF PROSTHESES: AN ALTERNATIVE FOR OTIMIZATION OF PROJECTS

*Mariana Reis¹,
Sandro Griza²,
Telmo Roberto Strohaecker³*

Abstract

Over the last years prosthesis have been applied successfully for the relief of pain due to illness such as osteoporosis and serious fractures, especially knee and hip replacements. However, the review rate (average useful life of ten years) is considered too high for the current standards where people are more physically active demanding a better performance of the prosthesis. Many studies have been carried out in order to improve the useful life of the prosthesis. One employed technique is the study of revised components to explain the reason of the failure in the attempt to improve the project. In this research we analyzed femoral components of hip prosthesis, knee prosthesis and Market type blocked connecting rods (femoral prosthesis) using the conventional failure analysis techniques. We evidenced microstructural characteristics and chemical composition in disagreement with the current standards. We also identified some classical biomechanical induced failure.

Key-words: Prostheses; Fatigue; Failure analysis.
