

ANÁLISE DE FALHA EM HASTE DE FÊMUR DE PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL¹

Mariana dos Reis²,
Sandro Griza³,
Telmo Roberto Strohaecker⁴

Resumo

As próteses têm sido aplicadas com sucesso para o alívio da dor devido a processos degenerativos, inflamatórios, traumáticos, isquêmicos e metabólicos, 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 implantações em pessoas 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 foi analisado um componente femoral de prótese de substituição total de quadril através das técnicas convencionais de análise de falha. As análises efetuadas seguiram as diretrizes e os critérios estabelecidos pela norma ASTM F561-87 "Standard Practice for Analysis of retrieved Metallic Orthopaedic Implants". Inicialmente foi conduzida a inspeção visual e macroscópica – para avaliação dos graus de acabamento superficial, de corrosão e de desgaste mecânico. Posteriormente foi efetuada análise química, análise metalográfica (microestrutura, tamanho de grão, teor de inclusões), ensaio mecânico de dureza e análise da fratura em microscópio eletrônico de varredura (MEV) para verificação dos micromecanismos de falha. Constatou-se que a prótese analisada apresentou inadequações de natureza metalúrgica (presença de ferrita delta e microrrechupes de fundição) e mecânica (geometria propiciando um baixo desempenho em fadiga).

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

FAILURE ANALYSIS IN IMPLANT

Abstract

Over the last years prosthesis have been applied successfully for the relief of pain due to degenerative, inflammatory, traumatic, ischemic and metabolic processes, especially knee and hip replacements. However, the review rate (average useful life of ten years) is considered too high for the current standards because 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 an attempt to improve the project. In this research we analysed a femoral component of hip prosthesis using the conventional failure analysis techniques. The analysis followed the criteria established for the standard ASTM F561-87 "Standard practice for analysis of retrieved metallic orthopaedic implants". Initially we made visual and macroscopic inspection - for valuation of the degrees of superficial finishing, corrosion and wear. Later, chemical analysis was done, as well as metallographic analysis (microstructure, grain size, inclusion level), hardness and fracture analysis in SEM (scanning electronic microscope) for the verification of the failure mechanisms. The prosthesis analysed presented an inadequate metallurgical (delta ferrite and shrink holes) and mechanic nature (high stress concentration in the neck area).

Key words: Delta-ferrite; Fatigue; Orthopedic implant.

¹ Contribuição técnica apresentada na 61º Congresso Anual da ABM, de 24 a 27 de julho de 2006, Rio de Janeiro – RJ

² Graduanda em Engenharia Metalúrgica – UFRGS

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

⁴ Professor, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais (PPGEM) - UFRGS

1 INTRODUÇÃO

Os implantes de substituição articular são dispositivos constituídos por biomateriais e destinados à compensação funcional mecânica de uma articulação danificada por processos degenerativos, inflamatórios, infecciosos, isquêmicos, metabólicos ou traumáticos, e que objetivam simultaneamente restaurar, total ou parcialmente, a amplitude de movimentação articular e promover a transmissão de carga para as estruturas osteoligamentares adjacentes.⁽¹⁾ Intervenções cirúrgicas para substituição de estruturas ósseas danificadas têm sido aplicadas com crescente sucesso nos últimos anos. Nestas operações, muitas vezes a articulação óssea é totalmente substituída. 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.⁽²⁾

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.⁽³⁾

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.⁽⁴⁾

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.⁽²⁾

O estudo de componentes revisados para esclarecer o motivo da falha é uma técnica utilizada na tentativa de melhorar o projeto.⁽⁵⁾

Neste trabalho foi analisada uma haste femoral de prótese total de quadril que apresentou fratura em uso.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Materiais

O estudo foi dirigido a uma haste femoral de prótese total de quadril com colar, reta e de superfície rugosa que rompeu na região do pescoço. Nesta região havia um furo para auxiliar na explantação da haste em eventual cirurgia de revisão. A Figura 1 ilustra o aspecto visual do implante como recebido.

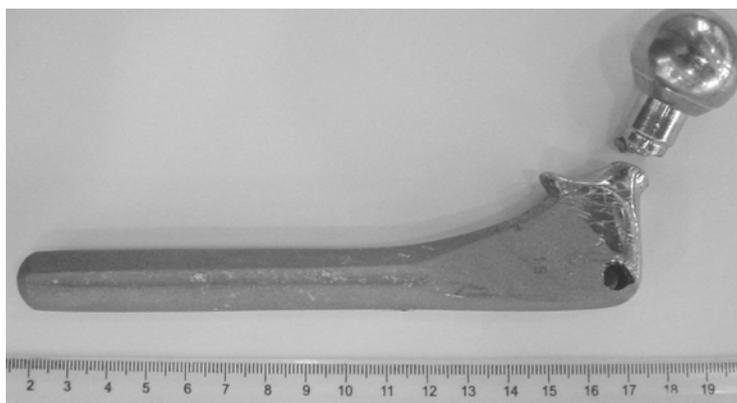


Figura 1. Vista anterior da prótese fraturada. Observa-se acabamento rugoso em toda a extensão da haste.

2.2 Métodos

As análises efetuadas no implante removido de paciente seguiram as seguintes diretrizes básicas de análise de falha, apresentadas na Tabela 1a seguir:

Tabela 1. Análises efetuadas e metodologia adotada

<i>ANÁLISES REALIZADAS</i>	<i>NORMAS E MÉTODOS</i>
<i>Acabamento Superficial / Graus de Corrosão e Desgaste Mecânico</i>	Critério de Weistein ^[18] / Inspeção Visual e Macrográfica.
<i>Análise Química</i>	ASTM F138-92 e ISO 5832-1:1987 / Espectrometria de Emissão Ótica
<i>Análise metalográfica</i>	ASTM E 3-95 – “Standard Practice for Preparation of Metallographic Specimens”. ASTM E 407-93 – “Standard Practice for Microetching Metals and Alloys”.
<i>Análise da fratura</i>	Inspeção visual e microscopia eletrônica de varredura

Análise Química

Estas análises foram executadas para caracterizar a composição química do implante que deve estar de acordo com os requisitos das Normas ASTM F138-92 e ISO 5832-1:1987. Estas normas definem os teores máximos e as faixas de concentração relativa em peso atômico dos elementos de liga dos aços inoxidáveis denominados de alta qualidade para implantes. No caso da norma ASTM F138-92 cabe acrescentar que, dependendo do teor de carbono, o aço pode ser enquadrado como: Grau 1 (% C_{max} = 0,08) ou Grau 2 (%C_{max} = 0,03). Esse último, de ultrabaixo teor de carbono, é o recomendável para aplicações em implantes, pois exhibe uma menor susceptibilidade à corrosão intergranular. Optou-se, portanto, por comparar os resultados obtidos com a composição referente ao Grau 2. A norma ISO 5832-1 é notadamente mais exigente com relação ao teor de molibdênio do material metálico empregado na fabricação de implantes ortopédicos em aço inoxidável, que reconhecidamente eleva a resistência à corrosão por pites, frestas, etc. A Norma ISO 5832-1 Introduce também um requisito adicional denominado de fator de resistência à corrosão por pites (C). Este é definido em função dos teores de cromo e molibdênio em porcentagem em peso (W) e não deve ser inferior a 26, conforme $C = 3,3W_{Mo} + W_{Cr}$ Equação 1:

$$C = 3,3W_{Mo} + W_{Cr} \quad \text{Equação 2}$$

Onde C é o fator de pite e deve ser maior ou igual a 26.

A técnica de análise química quantitativa utilizada foi a de espectrometria de emissão ótica.

Análise Metalográfica

Para fins de caracterização metalúrgica do implante em estudo foi usado um microscópio ótico (OLYMPUS BX60M) dotado de analisador digital de imagem (OLYMPUS DP12)

A microestrutura do implante deve apresentar grãos austeníticos e relativamente homogêneos, isentos de ferrita delta, de segregações e de precipitados, de acordo com as especificações da norma ISO 5832-1, de forma a garantir uma boa resistência à corrosão e à fadiga. Foi retirada uma amostra longitudinal ao eixo do pescoço, a qual foi preparada de acordo com a norma ASTM E 3, e observada em microscópio ótico.

Análise da Fratura

A análise da fratura foi feita através da interpretação e caracterização morfológica da superfície de fratura, a qual revela a história dos eventos que precederam a falha.⁽⁶⁾ Para tal foi utilizado um microscópio estereoscópico (Zeiss, SZCTV) para obter dados macroscópicos da fratura, e microscópio eletrônico de varredura (Philips XL20) a fim de observar os micromecanismos da superfície de fratura.

3 RESULTADOS

3.1 Análise Visual do Implante como Recebido

Depois de recebido o implante, foi efetuado um processo de autoclave visando à remoção de sangue, tecidos finos, tecido ósseo e outras substâncias.

A haste apresenta um furo passante na parte superior (dorsal) que auxilia a introdução durante a cirurgia. Além disso, ela possui um furo abaixo do pescoço que auxilia na retirada da prótese durante eventual cirurgia de revisão (Figura 2).

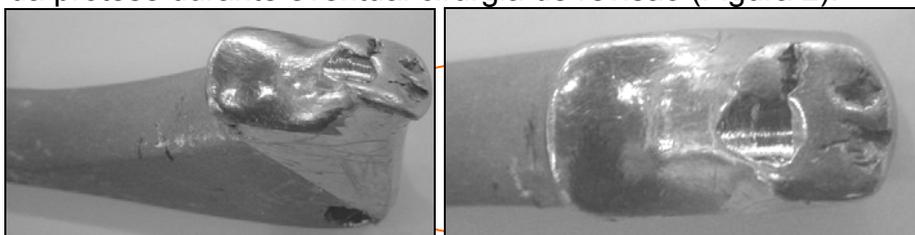


Figura 2. Fotografias mostrando o furo abaixo do pescoço, junto à superfície de fratura.

3.2 Microestrutura.

A Figura 3 mostra que a haste foi fabricada por processo de fundição, pois apresentou grãos colunares dendríticos que cresceram desde a periferia até o núcleo. A microestrutura contém ferrita delta nos contornos das dendritas e uma zona central com microrrechupes conforme a Figura 4.

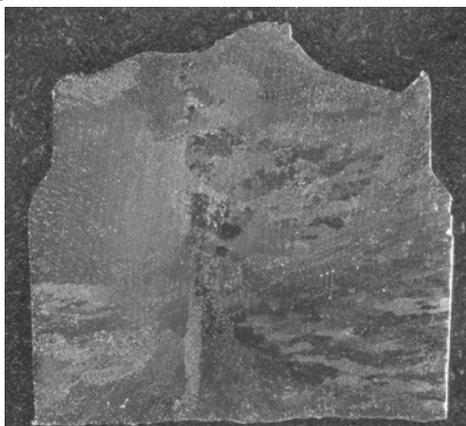


Figura 3. Macrografia da seção transversal da haste, onde é possível observar grãos colunares dendríticos.

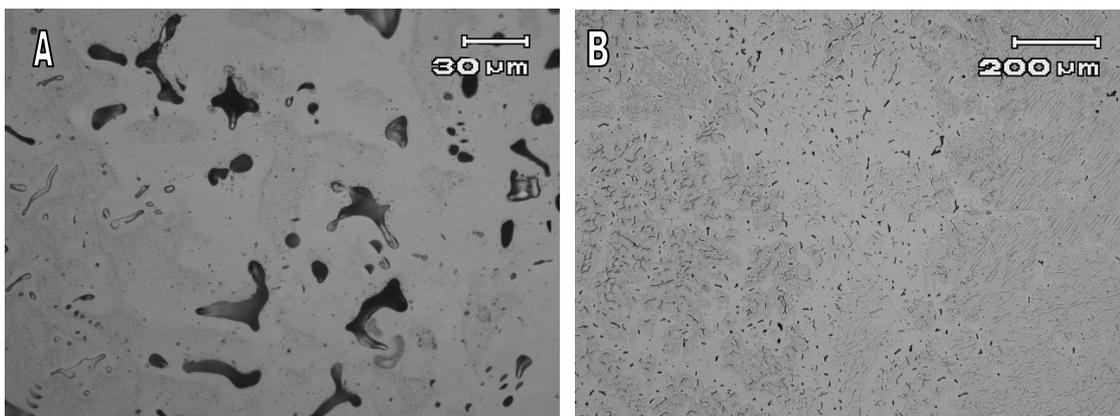


Figura 4. Micrografia A mostrando microrrechupes e ferrita delta na região central. Micrografia B mostrando zona de rechupe e dendritas direcionadas.

3.3 Análise Química

3.3.1 Enquadramento do material segundo a Norma ASTM F 138-92

A Tabela 2 a seguir apresenta os teores exigidos pela norma **ASTM F 138**, bem como os resultados obtidos pela técnica acima citada.

Tabela 2. Resultado da análise química – Norma ASTM F-138

Elemento	Especificação Grau 2 (% em peso)	Análise (%em peso)
<i>C</i>	0,03 máx	0,027
<i>Si</i>	0,750 máx	0,53
<i>Mn</i>	2,00 máx	1,13
<i>P</i>	0,025 máx	0,012
<i>S</i>	0,01 máx	0,001
<i>Cr</i>	17,00 a 19,00	18,70
<i>Mo</i>	2,00 a 3,00	2,53
<i>Ni</i>	13,00 a 15,00	13,19

O material metálico empregado para fabricação do implante encontra-se dentro das especificações exigidas na norma citada.

3.3.2 Enquadramento do material segundo a Norma ISO 5832-1:1987

A Tabela 3 apresenta os teores exigidos pela norma ISO 5832-1: 1987, bem como os resultados obtidos experimentalmente. O teor de molibdênio foi encontrado dentro da faixa de valores estipulada. Por conseguinte, observou-se também valores de fator de resistência à corrosão por pites (C) superiores ao valor 26 especificado na norma ISO 5832-1:1987.

Em suma, conclui-se que o material metálico empregado na fabricação da haste em questão encontra-se dentro das especificações exigidas na composição D da norma citada, no tocante ao teor de molibdênio e ao fator de resistência à corrosão por pites.

Tabela 3. Resultado da análise química – Norma ISO 5832-1:1987

Elemento	Especificação (% em peso)	Análise (% em peso)
<i>C</i>	0,03 máx	0,027
<i>Si</i>	1,00 máx	0,53
<i>Mn</i>	2,00 máx	1,13
<i>P</i>	0,025 máx	0,012
<i>S</i>	0,01 máx	0,001
<i>Cr</i>	17,00 a 19,00	18,70
<i>Mo</i>	2,25 a 3,5	2,53
<i>Ni</i>	13,00 a 15,00	13,19

3.4 Análise da Fratura

A Figura 5A apresenta a superfície de fratura vista em lupa de baixo aumento. Foram detectados dois pontos de início de trincas, sendo um na região próxima ao fundo do furo e outro diametralmente oposto na parte superior, a que sofre maior tração em serviço. A superfície de fratura foi analisada também em microscópio eletrônico de varredura (MEV), através do qual puderam-se observar estrias de fadiga na zona de propagação (Figura 5 B e C) e coalescimento de microcavidades na região final de ruptura (Figura 5 D).

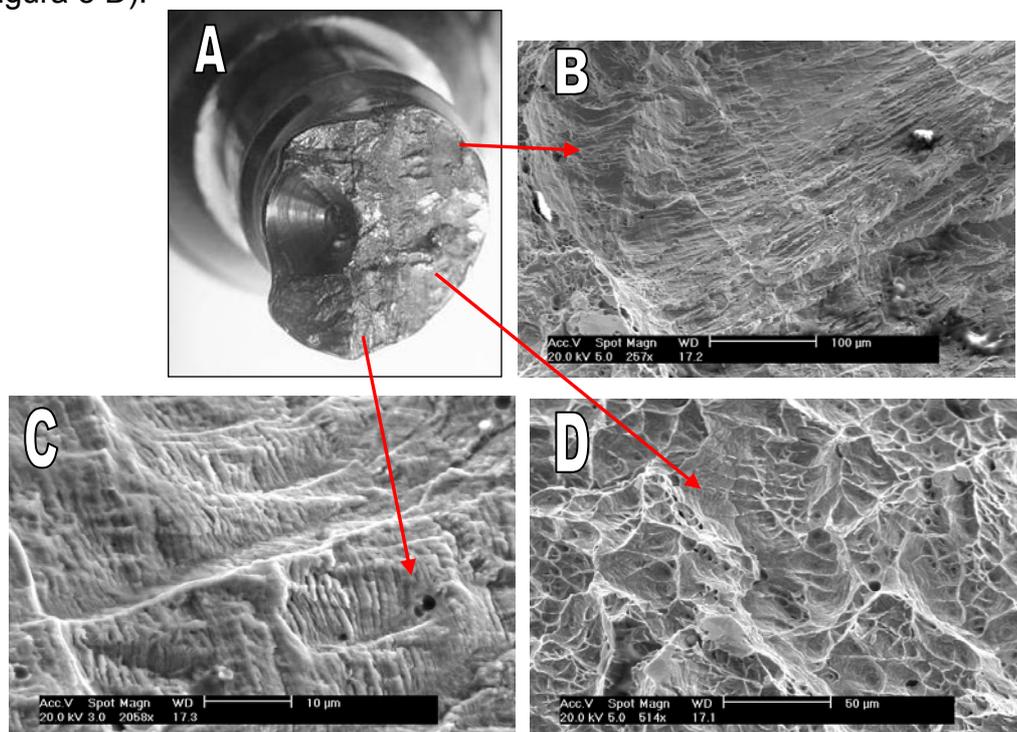


Figura 5. Em A, imagem da superfície de fratura em lupa. Fractografia em B evidenciando estrias de fadiga na região de início da falha oposta ao furo. Em C, estrias de fadiga no ponto de início próximo ao furo e em D coalescimento de microcavidades na região de ruptura final.

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.

O processo de fabricação da haste analisada envolveu alguns procedimentos críticos para a garantia da qualidade da prótese. Pela análise microestrutural pôde-se constatar que a haste foi fabricada por fundição, pois há presença de microrrechupes oriundos do resfriamento. Os microrrechupes são espaços vazios com formas aciculares, que reduzem a resistência do material em especial por provocar concentração de tensões. A fundição não é aconselhável para fabricação de implantes, devido à possibilidade de formar os microrrechupes e também porque favorece a formação da ferrita delta, fase que diminui a resistência à corrosão do material.

A geometria da haste contendo um furo na região do pescoço contribuiu para um baixo desempenho em fadiga, por concentração de tensões e por reduzir a resistência aos esforços de flexão na região oposta ao furo.

CONCLUSÕES

A haste rompeu por fadiga. O processo foi incentivado por um furo próximo ao pescoço da haste e microrrechupes de fundição, os quais atuaram como concentradores de tensões e redutores de resistência à fadiga. Além disso, o metal apresenta ferrita delta, que é uma fase prejudicial quanto à corrosão.

Agradecimentos

Agradecemos a equipe do LAMEF pelo auxílio nas análises e ao CNPq pelo auxílio financeiro.

REFERÊNCIAS

- 1 Gomes, L. S. M., Proposta de Sistemática para o Registro de Implantes Osteoarticulares. Parecer em resposta a solicitação de auxílio técnico feito pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária –ANVISA- Tecnovigilância, 2004.
- 2 GILLIES R.M., P.H. MORBERG, W.J.M.BRUCE, A.TURNBULL, W.R.WALSH. Medical Engineering e Physics, 24 (2002) 109.
- 3 MANUELA T.R.AND R. PIETRABISSA. Medical Engineering e Physics, 21 (1999) 353.
- 4 BIGSBY R.J.A., D.D. AUGER, Z.M. JIN, D. DOWSON, C.S. HARDAKER AND J. FISHER. Journal of Biomechanics, 31 (1998) 363.
- 5 C.R.F. AZEVEDO, E. HIPPERT JR., Failure Analysis of Surgical implants in Brazil, Engineering Failure Analysis, 9, 2002, pp.621-633.
- 6 METALS HANDBOOK, Fatigue Analysis and Prevention, 9th edition, ASM, 1986.
- 7 DENNIS K.C., CRAIG G.M., Comparison of clinical Outcomes in Total Hip Arthroplasty Using Rough and Polished Cemented Stems with Essentially the Same Geometry, The Journal of Bone and Joint Surgery, 2002, pp.586-592.