

## A IMPORTÂNCIA DA MICROESTRUTURA NO DESEMPENHO DE UMA PRÓTESE DE QUADRIL<sup>1</sup>

Camila Rosa de Moura<sup>2</sup>  
Rodrigo Batista Machado<sup>3</sup>  
Cynthia Gabriely Zimmer<sup>4</sup>  
Ralf Wellis Souza<sup>4</sup>  
Telmo Roberto Strohaecker<sup>5</sup>

### Resumo

Uma das principais exigências de uma prótese de quadril, além da biocompatibilidade, é que ela tenha um bom desempenho em fadiga. As propriedades de fadiga estão diretamente ligadas com a microestrutura do material, sendo assim, entendem-se as exigências microestruturais determinadas por normas para próteses. A microestrutura passa a ter um papel importante na qualidade desses componentes; e sendo ela diretamente influenciada pelos processos de fabricação precedentes, tais processos também devem ser rigorosamente controlados. Nesse trabalho foi analisada uma prótese de quadril, fabricada a partir de uma liga de aço inoxidável, que fraturou por fadiga durante o uso. A análise foi conduzida pelo uso de lupa, microscópio eletrônico de varredura, análise química e análise metalográfica. Foi verificado que apesar da análise química estar dentro dos limites determinados pela norma ABNT NBR ISO 5832-1, a microestrutura estava heterogênea, devido ao processo de forjamento, comprometendo o desempenho em fadiga do componente.

**Palavras-chave:** Análise de falha; Prótese de quadril; Aço inoxidável ABNT NBR ISO 5832-1; Fadiga.

### THE IMPORTANCE OF MICROSTRUCTURE ON THE PERFORMANCE OF HIP PROSTHESIS

#### Abstract

One of the main requirements of a hip prosthesis, besides biocompatibility, is that it has a good fatigue performance. The fatigue properties are directly connected with the microstructure of the material, under these circumstances, is understood the standards specifications for microstructural in prosthetics. So, the microstructure becomes important in the quality of these components, and being it, directly influenced by the fabrication processes, such processes must also be rigorously controlled. In this study was analyzed a hip prosthesis manufactured from a stainless steel alloy that fractured by fatigue during use. The analysis was conducted by using a stereoscope, scanning electron microscopy, chemical and metallographic analysis. It was found that chemical analysis was as determined by ABNT NBR ISO 5832-1 while the microstructure was heterogeneous, due to the forging process, damaging the fatigue performance of the component.

**Key words:** Failure Analysis; Hip prosthesis; Stainless steel ABNT NBR ISO 5832-1; Fatigue.

<sup>1</sup> Contribuição técnica ao 68º Congresso Anual da ABM - Internacional, 30 de julho a 2 de agosto de 2013, Belo Horizonte, MG, Brasil

<sup>2</sup> Graduanda, Engenharia Metalúrgica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), bolsista de iniciação científica no Laboratório de Metalurgia Física (LAMEF), grupo de Engenharia Biomédica (BioEng), RS, Brasil.

<sup>3</sup> Mestrando na área de concentração de Ciência e Tecnologia dos Materiais, PPGE3M, UFRGS, analista técnico no LAMEF-BioEng, RS, Brasil.

<sup>4</sup> Doutorando na área de concentração de Ciências e Tecnologia dos Materiais, PPGE3M, UFRGS, analista técnico no LAMEF-BioEng, RS, Brasil.

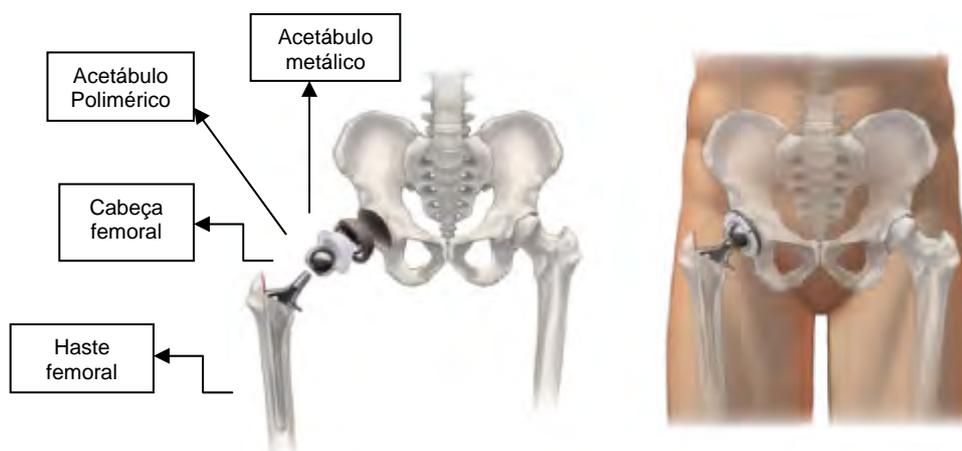
<sup>5</sup> Professor Adjunto, Departamento de Metalurgia, Coordenador do LAMEF, UFRGS, RS, Brasil.

## 1 INTRODUÇÃO

A biocompatibilidade é uma característica que não é encontrada em qualquer metal, sendo as ligas de titânio, cobalto e aço inoxidável as mais comumente empregadas em implantes, por possuírem tal propriedade.<sup>(1)</sup> A classe de biomateriais metálicos apresenta boas propriedades na resistência mecânica e resistência à fadiga – em comparação a outros biomateriais – para aplicações estruturais, pois são bastante versáteis. Essa versatilidade permite, através de processos adequados, modificar algumas propriedades dos metais, podendo melhorar o desempenho do material e, conseqüentemente, aumentar o tempo de vida útil do componente.

O aço inoxidável é, atualmente, o metal mais frequentemente utilizado em próteses – onde é exigido a aplicação de metais – por apresentar uma combinação favorável de propriedades mecânicas, biocompatibilidade e baixo custo, comparado a outros materiais metálicos.<sup>(1)</sup> Principalmente na rede pública de saúde, onde o baixo custo é um fator importante em licitações de compra.

Esse trabalho apresenta uma análise de falha de uma prótese de quadril, fabricada a partir de aço inoxidável, que fraturou durante o uso. Falhas desse tipo geram dor e sofrimento ao paciente, que deve ser submetido pelo menos duas vezes ao procedimento cirúrgico de artroplastia, o qual consiste na substituição da articulação entre a coxa e a bacia.<sup>(2)</sup> Em caso de falha deve-se remover a prótese que falhou e implantar novamente outra prótese através de uma cirurgia mais invasiva. A Figura 1 mostra uma prótese de quadril, de forma esquemática, quando implantada no corpo.



**Figura 1.** Imagem esquemática mostrando uma prótese de quadril implantada.<sup>(3)</sup>

Desta forma, o objetivo desse trabalho é investigar quais foram os mecanismos que levaram a prótese de quadril a fraturar prematuramente. Também através dos resultados obtidos destacar a importância do processamento adequado e o seguimento dos critérios determinados em normas de fabricação desses produtos, para obter desempenho satisfatório da prótese.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

O componente estudado nesse trabalho trata-se de uma prótese de quadril, mais especificamente, uma haste femoral que rompeu aproximadamente na região mediana da seção. Na Figura 1 pode-se observar um componente similar à haste fraturada.

## 2.1 Metalografia

Para a análise metalográfica foi removida, através de corte mecânico, uma amostra no sentido transversal da haste fraturada, próximo ao local da fratura e analisada em lupa de baixa magnificação para avaliar os macromecanismos de fratura.

Para identificar os micromecanismos de fratura a superfície da amostra foi lixada mecanicamente. As lixas possuíam granulometria 80, 120, 320, 400, 600 e 1200 utilizadas exatamente nessa ordem. Posteriormente foi polida em uma politriz elétrica com pastas de diamante de granulometria 4 $\mu$ m e 1 $\mu$ m, respectivamente. A amostra foi atacada quimicamente com água régia ( $\frac{3}{4}$  ácido clorídrico e  $\frac{1}{4}$  ácido nítrico) com o objetivo de avaliar as fases presentes, teor de inclusões e o tamanho de grão, conforme a norma ABNT NBR ISO 5832-1.<sup>(4)</sup>

## 2.2 Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)

A superfície de fratura foi observada em um microscópio eletrônico de varredura (MEV), sob aumento de 1200x, para determinar os micromecanismos que levaram a ruptura da prótese.

## 2.3 Análise Química

A haste fraturada foi submetida à análise química através de um espectrômetro de emissão ótica. Foram realizadas três análises e então feita à média aritmética.

Critérios quanto à composição química e aspectos metalúrgicos de microestrutura (fases, tamanho de grão, avaliação do nível de inclusões) foram equiparados à norma ABNT NBR ISO 5832-1.<sup>(4)</sup>

## 3 RESULTADOS

### 3.1 Análise Visual

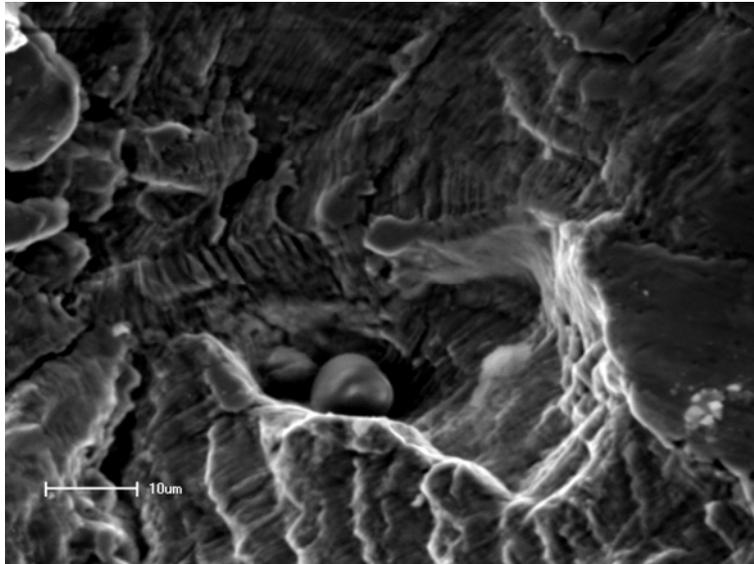
A Figura 2 mostra a superfície de fratura da haste femoral. Através dessa imagem não foi possível identificar os pontos de iniciação da trinca, pois a superfície da fratura se apresentou bastante deformada. Essa deformação é decorrente da atividade física do usuário desta prótese, desde o início da trinca até o momento da fratura.



**Figura 2.** Imagem mostrando a superfície de fratura da haste femoral.

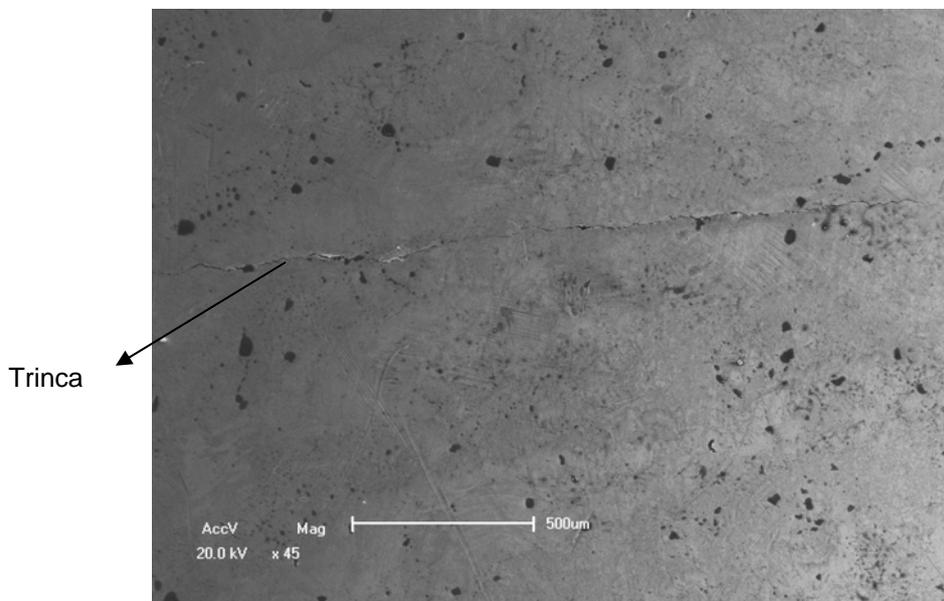
### 3.2 Análise em MEV

Na Figura 3 podem-se observar microestrias de fadiga, indicativo que o componente rompeu por fadiga.



**Figura 3.** Microestrias de fadiga localizadas na superfície de fratura da haste femoral.

A superfície da haste femoral, próxima da fratura, também foi observada em MEV para identificar o motivo da ocorrência de fadiga. Foi constatada a presença de uma trinca paralela à superfície de fratura, conforme mostrado na Figura 4.



**Figura 4.** Trinca localizada próxima da superfície de fratura.

A Figura 5 mostra a trinca em maior magnificação, na qual podemos observar a formação de cavidades características de corrosão sob tensão.

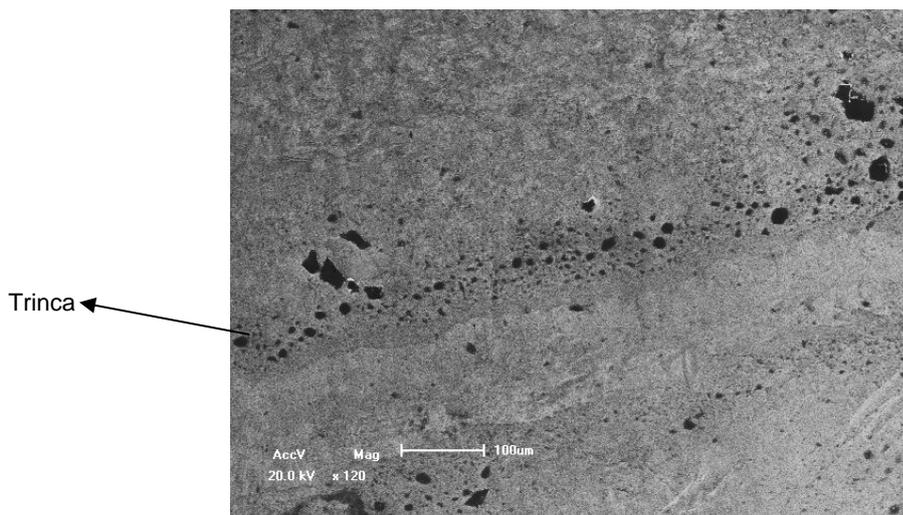


Figura 5. Trinca (mesma da Figura 4) em maior magnificação.

### 3.3 Análise Química

A Tabela 1 mostra a média dos resultados da composição representada através da porcentagem em massa. De forma comparativa, tem-se a faixa da composição recomendada pela norma ABNT NBR ISO 5832-1.<sup>(4)</sup> Os resultados mostram que a composição química da prótese é equivalente à referida norma.

Tabela 1. Resultados da análise química

Elementos	C	Si	Mn	P	N	S	Cr	Ni	Mo	Cu	Fe
Haste Femoral	0,005	0,45	1,92	0,019	0,01	0,004	18,5	13,97	3,04	0,13	Bal.
ABNT NBR ISO 5832-1	0,030 máx	1,0 máx	2,0 máx	0,025 máx.	0,10 máx.	0,010 máx.	17,0–19,0	13,0–15,0	2,25–3,0	0,50 máx	Bal.

#### 3.3.1 Relação dos teores de molibdênio e cromo para aço inoxidável

A mesma norma, determina que seja calculada a relação entre os elementos Mo e Cr, representada pela letra “C” na Equação 1. É estimado um valor mínimo ( $C \geq 26$ ) para que a camada de óxido de cromo, responsável pela passivação da liga, seja estável.

$$C = 3,3W_{Mo} + W_{Cr} \quad \text{Equação 1}$$

O “W” representa a porcentagem em massa dos elementos (Mo e Cr).

Através da Equação 1 obteve-se  $C = 28,532$  valor que garante que a camada passivada seja estável.

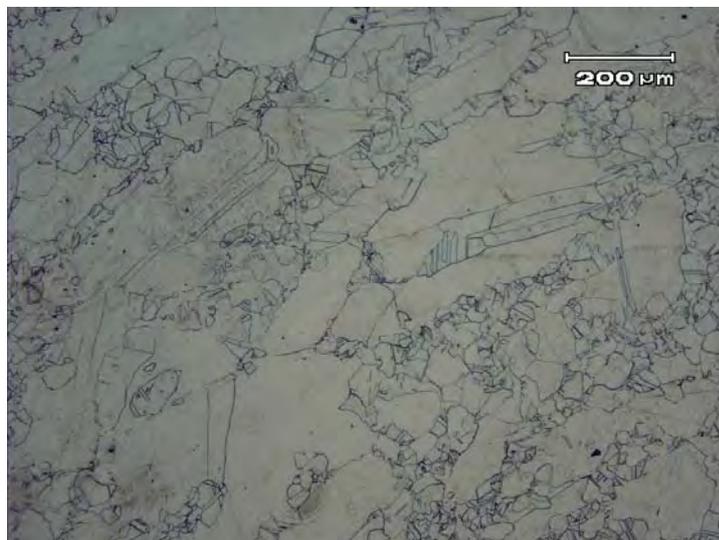
### 3.4 Análise Microestrutural

A Figura 6 apresenta a microestrutura obtida numa magnificação de 50 aumentos, onde se pode observar regiões heterogêneas de grãos grosseiros, refinados e grosseiros, respectivamente. A diferença entre o tamanho de grão mais refinado ( $n^{\circ} 7$  ASTM<sup>(5)</sup>) e o grão mais grosseiro ( $n^{\circ} 0$  ASTM<sup>(5)</sup>) não é aceitável por norma.



**Figura 6.** Seção transversal da haste fraturada mostrando heterogeneidade da microestrutura devido processo de conformação mecânica.

A Figura 7 mostra em maior aumento a micrografia da haste, onde se observa a microestrutura formada por grãos austeníticos, típicos de aço inox. Pode-se notar também a diferença acentuada entre os tamanhos de grãos.



**Figura 7.** Micrografia da haste fraturada mostrando microestrutura austenítica. Ataque: água régia - aumento de 100X.

Referente ao teor de inclusões e fases adversas (chi, sigma e ferrita delta), a haste femoral apresentou-se adequada pela norma ABNT NBR ISO 5832-1.<sup>(4)</sup>

#### 4 DISCUSSÃO

Na superfície da haste foi encontrada uma trinca característica de corrosão sob tensão. Este tipo de corrosão ocorre nos aços inoxidáveis austeníticos submetidos a tensões e à presença de certos elementos corrosivos, como cloretos e sais de metais halógenos. A estrutura do material também influi nesse tipo de corrosão e uma estrutura com alto nível de tensões residuais pode contribuir para o aparecimento dessas trincas. A fissuração por corrosão sob tensão pode ser reduzida ou prevenida através de um tratamento térmico de alívio de tensões.<sup>(6)</sup>

Apesar da composição química se apresentar adequada para emprego em implantes, a microestrutura do material apresentou heterogeneidade no tamanho de grão. Na região refinada o grão apresentava um tamanho médio de

aproximadamente 7, enquanto na região grosseira os grãos aproximavam-se de zero. Conforme a norma ABNT NBR ISO 5832-1, no item 4.1, o tamanho de grão austenítico não pode ser maior que o tamanho de grão nº 5.

A heterogeneidade microestrutural foi decorrente do forjamento do material com descontrole no processo. Para refinar o grão, no caso de aço austenítico, só seria possível mediante deformação plástica e reaquecimento do material (tratamento térmico de recristalização), impossível para uma peça acabada. Ou seja, essa prótese teria que ser descartada.

Grãos grosseiros, que foram observados na superfície da haste, facilitaram a propagação de fissuras de fadiga e, provavelmente, aumentaram o potencial de crescimento de trincas.<sup>(6)</sup>

Machado<sup>(7)</sup> fez um estudo, similar ao caso do presente trabalho, onde a única evidência encontrada para razão da falha foi a heterogeneidade da microestrutura. Dessa forma ressalta-se que a microestrutura heterogênea diminui a resistência à fadiga.

## 5 CONCLUSÃO

A heterogeneidade microestrutural, decorrente de descontrole do processo de conformação incentivou a nucleação de trincas de corrosão sob tensão e a consequente propagação da trinca por fadiga até a ruptura.

## Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer o suporte financeiro das agências Finep, CNPq, Fapergs e Capes.

## REFERÊNCIAS

- 1 Dieter, George E. Metalurgia Mecânica, 2<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Dois, 1981.
- 2 Araújo, T.L.; Couto, A.A. Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico. Disponível em:  
 <[http://www.mackenzie.br/fileadmin/Graduacao/EE/Revista\\_on\\_line/aco\\_inoxidavel.pdf](http://www.mackenzie.br/fileadmin/Graduacao/EE/Revista_on_line/aco_inoxidavel.pdf)>  
 Acesso em: 24 mar. 2013.
- 3 Silva, Stenio Guilherme Vernasque da. Ortopedia & Traumatologia. Disponível em:  
 <<http://sotstenio.blogspot.com.br/2009/04/artroplastia-do-quadril>> Acesso em: 25 mar. 2013
- 4 ABNT NBR ISO 5832-1:08 Errata 1: 2010 -.Implantes cirúrgicos – Materiais metálicos. Parte 1: Aço inoxidável conformado.
- 5 ASTM E112-10. Standard Test Methods for Determining Average Grain Size.
- 6 Coletânea de informações técnicas – Aço inoxidável: Noções Básicas. Disponível em:  
 <[http://www.nucleinox.org.br/upfiles/arquivos/downloads/A%E7o%20Inoxid%E1vel\\_No%E7%F5es%20b%E1sicas.pdf](http://www.nucleinox.org.br/upfiles/arquivos/downloads/A%E7o%20Inoxid%E1vel_No%E7%F5es%20b%E1sicas.pdf)> Acesso em: 28 mar. 2013.
- 7 Machado, R.B., Análise de falha de uma haste femoral de aço inoxidável, trabalho de diplomação, Rio Grande do Sul: Porto Alegre, 2012.