

# ANÁLISE DE FALHA EM PRÓTESE DE QUADRIL FRATURADA DURANTE USO<sup>1</sup>

Marcelo Laert Hochudt<sup>2</sup>  
Cíntia Gabrielly Zimmer<sup>3</sup>  
Ralf Wellis de Souza<sup>3</sup>  
Telmo Roberto Strohaecker<sup>4</sup>

## Resumo

Na maioria dos casos, a durabilidade desejável de uma prótese implantada no corpo humano é de no mínimo 10 anos. Uma prótese pode falhar por vários motivos, dentre eles pode-se citar: estado físico do paciente, técnica cirúrgica inadequada, mau uso da prótese, problemas de qualidade do material ou de fabricação do componente. Neste caso analisado, a prótese durou menos de cinco anos e por isso foram investigados os prováveis motivos da falha prematura. Para esta investigação foram realizados ensaios de análise visual, em lupa, Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e metalografia. Conclui-se que a prótese de quadril apresentou um reparo de soldagem, o qual introduziu tensões residuais, propiciando um meio para nucleação de trinca e a conseqüente falha por fadiga.

**Palavras-chave:** Análise de falha; Soldagem; Normas; Aço inoxidável.

## FAILURE ANALYSIS IN HIP PROSTHESIS FRACTURED DURING THE USE

### Abstract

In most cases, the desirable durability of an implanted prosthesis in human body is at least 10 years. A prosthesis can failure for several reasons, among them can be cited: patient's physical status, inadequate surgical technique, misuse of the prosthesis, quality problems of the material or of the component fabrication. In this analyzed case, the prosthesis's durability completed less than 5 years and the probable reasons for the premature failure were investigated. For this investigation were performed the testings of visual analysis, loup, Scanning Electronic Microscopy (SEM) and metallography. It is concluded that the hip prosthesis presented a welding repair, which introduced residual tensions, providing a way for the nucleation of a crack and the consequent fatigue failure

**Key words:** Failure analysis; Welding; Standards; Stainless steel.

<sup>1</sup> Contribuição técnica ao 67<sup>o</sup> Congresso ABM - Internacional, 31 de julho a 3 de agosto de 2012, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

<sup>2</sup> Graduando em Eng. Metalúrgica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Bolsista de Iniciação Científica do Laboratório de Metalurgia Física (Lamef), grupo de Bioengenharia (BioEng); mhochudt@gmail.com.

<sup>3</sup> Doutorando em Ciência e Tecnologia dos Materiais, UFRGS, Analista Técnico, Lamef, BioEng; czimmer@demet.ufrgs.br, rsouza@demet.ufrgs.br.

<sup>4</sup> Engenheiro Metalúrgico, Coordenador do Lamef, Prof. Adjunto da UFRGS; telmo@demet.ufrgs.br.

## 1 INTRODUÇÃO

Desde o advento dos biomateriais, a tecnologia tem enfrentado problemas em relação aos materiais usados nas próteses ortopédicas. A biocompatibilidade, além de ser uma propriedade incomum entre os metais, depende de um correto uso da liga metálica, o que envolve desde a sua composição química até o processamento final.

Os fabricantes de próteses são orientados a seguir normas associadas a organizações que estabelecem uma série de requisitos técnicos. As próteses devem atender especificações desde as propriedades do material até aspectos burocráticos como por exemplo a sistemática de identificação dos componentes.

Contudo, caso as próteses não sigam a estes critérios de normalização, uma série de problemas podem resultar de um processo não previsto nas normas.

No caso em questão, uma prótese de quadril explantada, parte do sistema de artroplastia de quadril, que substitui a articulação entre o fêmur e o acetábulo, mais especificamente uma haste femoral, fraturou durante o uso. Sendo assim, este trabalho se propõe a determinar os mecanismos que colaboraram para a fratura prematura da prótese.

Os procedimentos cirúrgicos de artroplastia do quadril são bastante agressivos e dolorosos, e diante disso, é desejável um máximo tempo de vida útil para evitar uma nova cirurgia.

Através dos requisitos exigidos por normas ABNT NBR ISO e referências da literatura ASM (*American Society for Metals* – Sociedade Americana para Metais), a prótese analisada neste trabalho, foi submetida a uma série de ensaios, dentre eles Microscopia Estereoscópica, Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Metalografia, os quais forneceram dados suficientes para determinar os motivos que levaram à falha da prótese.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Um biomaterial, como definido no *Handbook of Materials for Medical Devices*,<sup>(1)</sup> é qualquer material sintético que é usado para substituir ou restaurar a função de um tecido humano, sendo submetido constante ou intermitentemente ao contato com fluidos corporais.

Dentre os materiais, segundo a mesma referência,<sup>(1)</sup> destacam-se as propriedades de praticamente todas as classes de materiais para o uso em cirurgia ortopédica, sendo os mais utilizados:

- polímeros: uma variedade de polímeros é usada na medicina como biomateriais, a exemplo do UHMWPE (sigla inglesa para *Ultra High Molecular Weight PolyEthylene*, polietileno de ultra alto peso molecular), onde se destaca a sua qualidade em boa resistência ao impacto, baixa densidade e o baixo coeficiente de atrito;
- cerâmicos: os materiais cerâmicos têm seu uso em larga escala no ramo da odontologia, embora haja modelos de próteses ortopédicas que preveem a presença de componentes cerâmicos ou camadas cerâmicas depositadas sobre metal. O seu uso nessa aplicação é por vezes crítico, pois apesar de ser um material de fácil manipulação, apresenta baixa resistência à fratura, o que limita seu uso em para aplicações de suporte; e
- metálicos: como classe de materiais, os metais são os mais largamente usados para implantes de suporte de carga. Por exemplo, uma das cirurgias

ortopédicas mais comuns, como a substituição de articulações de joelho ou quadril, envolve a implantação de implantes metálicos. Os materiais metálicos mais conhecidos pela biocompatibilidade satisfatória são os aços inoxidáveis, titânio e suas ligas e ligas em base cobalto. Apesar das boas propriedades apresentadas pelos metais para o uso de próteses, há um risco associado a vida útil de uma prótese metálica, a qual pode estar sujeita a fratura em consequência de projetos mal elaborados que não prevêm concentradores de tensão no componente e também ao fato de o mesmo sofrer esforços mecânicos em todas as direções, diminuindo a resistência do componente. Também pode haver riscos de corrosão se a liga metálica não apresentar uma composição química e estrutura adequada.

Ainda sobre os materiais metálicos, o qual é utilizado para fabricar uma prótese, assunto alvo deste trabalho, pode ser feita uma abordagem mais próxima das ligas mais comuns:<sup>(1)</sup>

- titânio e ligas: é um metal de baixa densidade, que pode ser altamente reforçado por elementos de liga e processos de deformação. Sua excelente biocompatibilidade, aliada a sua resistência a corrosão (devido ao filme estável de óxido que forma em sua superfície), são características desejáveis para um componente ortopédico, que será submetido a esforços múltiplos e estará num meio corrosivo dos fluidos corporais;
- ligas em base cobalto: as ligas de cromo-cobalto são bastante utilizadas em cirúrgicas ortopédicas, tanto pela sua resistência a corrosão, quanto pela suas propriedades mecânicas de alta capacidade; e
- aços inoxidáveis: essas ligas de ferro com altos teores de cromo e níquel, além de serem encontradas em diversas outras áreas, acham aplicabilidade na ortopedia nas mais diversas formas de componentes, contudo a composição química do aço inoxidável deve ser específica para uso biomédico. É comum conjuntos de próteses de quadril, por exemplo, serem feitos inteiramente de aço inoxidável, pelo menor custo de fabricação e processamento.

Para que uma prótese exerça sua função adequadamente, o rigor do processo inicia na seleção do material, a partir da matéria-prima. O fabricante deve seguir normas de fabricação, documentadas através de esforços multidisciplinares, envolvendo desde ciência dos materiais até aspectos clínicos, obtidos a partir de dados de históricos de cirurgias de quadril, cujo objetivo é a obtenção de uma prótese com o maior tempo de vida útil possível.

As organizações responsáveis pelos dados contidos nas normas são reconhecidas nacionalmente e/ou internacionalmente, como a ISO (*International Organization for Standardization* - Organização Internacional para Padronização), ASTM (*American Society for Testing and Materials* – Sociedade Americana para Ensaio e Materiais), ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas), NBR (Norma Brasileira de Regulamentação), entre outras.

O não-cumprimento dos critérios estipulados pelas normas pode ter como consequência problemas de falha catastrófica, como a fratura ocorrida na haste femoral.

Segundo Dieter,<sup>(2)</sup> a fratura é decorrente da formação de uma trinca que pode ocasionar o rompimento completo da seção do componente. As fraturas são classificadas em três tipos de falhas:

- fratura frágil repentina: é típica de materiais frágeis, que não tem mobilidade em suas discordâncias, ocasionando uma ruptura repentina sem escoamento de material;
- fadiga ou fratura progressiva: ocorre através de tensões alternadas ou flutuantes e é acelerado na presença de uma trinca ou entalhe, aumentando e rompendo a seção do componente; e
- fratura retardada: a mais comum desse tipo é a ruptura sob tensão, quando o metal é submetido a uma carga estática e temperatura elevada por um longo período de tempo. O escoamento de material é dependente da carga e temperatura ao qual o material é submetido.

### 3 MATERIAL E MÉTODOS

Como especificado anteriormente, a prótese na qual foi realizada a análise de falha se trata de uma prótese metálica integrante do sistema para artroplastia do quadril, feita a partir de aço inoxidável. O componente possui uma quantidade de material suficiente para se realizar todos os ensaios e eles seguem uma sistemática de análise de falha em que os dados obtidos em cada ensaio devem convergir para a causa da falha.

A análise foi inicialmente realizada em um microscópio estereoscópico (lupa) com magnificação de até 80x. A análise consistiu em determinar o aspecto da superfície de fratura, busca por defeitos macroscópicos, tais como trincas superficiais, pontos de corrosão, entre outros.

A técnica metalográfica foi realizada de acordo com as recomendações do *Metals Handbook*.<sup>(3)</sup>

- uma região foi criteriosamente escolhida para se realizar um corte que representaria bem a falha em relação à microestrutura. O corte foi realizado em máquina de corte mecânico e disco abrasivo. A amostra foi submetida ao embutimento à quente com baquelite fenólica, a fim de adequar o tamanho da amostra para realizar as etapas subsequentes.
- foi realizado o lixamento da amostra, segundo a técnica de lixamento em todas as direções, alternando 90° a cada troca de sentido entre as lixas de carbetto de silício (SiC) com em diversas granulações crescentes.
- procedeu-se então o polimento, com abrasivo de pasta de diamante de 4  $\mu$  e 6  $\mu$ , de modo a obter uma superfície espelhada, livre de riscos.
- após a amostra foi submetida ao ataque químico com água-régia (3/4 de ácido clorídrico com 1/4 de ácido nítrico), que, nesse caso, revela o contorno de grão da microestrutura austenítica.
- por fim a amostra foi observada no microscópio óptico sob os aumentos de 50 vezes, 100 vezes, 200 vezes e 500 vezes, o que nos fornecerá informações sobre a microestrutura.

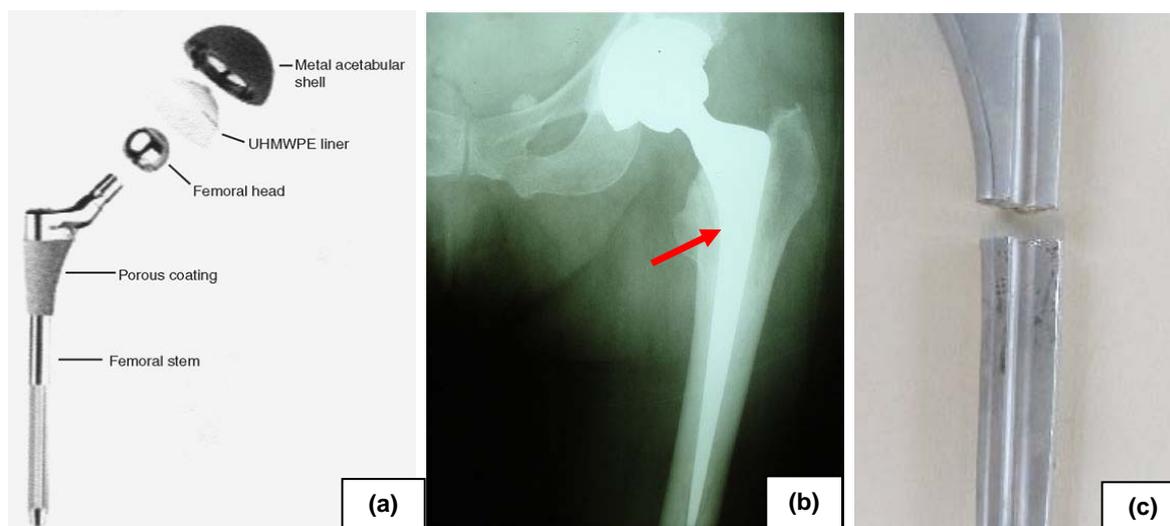
Com os dados obtidos, pôde-se medir o tamanho médio dos grãos, através da técnica descrita na norma ASTM E112<sup>(4)</sup> assim como analisar se esse tamanho é adequado para a aplicação biomédica do ponto de vista da norma ABNT NBR ISO 5832-1:08.<sup>(5)</sup>

A superfície de fratura também foi observada no microscópio eletrônico de varredura (MEV) para determinar os micromecanismos de fratura bem como investigar a região

de nucleação da trinca que ocasionou a ruptura da haste femoral. Esse método consiste em varrer a superfície, necessariamente condutora, com um canhão de elétrons que incidem na amostra para depois emitir fótons de alta energia, cujos sinais e resultados de interferência são medidos, convertidos em sinal elétrico e associados a *pixels* no computador, o que gera uma imagem detalhada da superfície analisada com aumento de até 100.000 vezes.

#### 4 RESULTADOS

A Figura 1 mostra um sistema de artroplastia de quadril, onde pode-se observar os componentes do conjunto, o conjunto implantado no corpo e a prótese fraturada respectivamente. A seta vermelha indica de forma esquemática o local onde a prótese fraturou, sendo esta a região de maior esforço mecânico do componente.

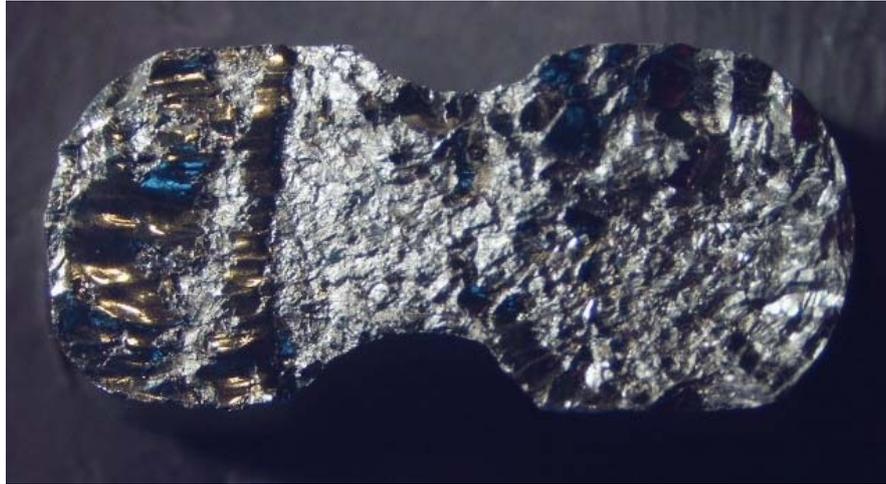


**Figura 1.** (a) Esquema genérico mostrando os componentes típicos de uma artroplastia de quadril;<sup>(6)</sup> (b) radiografia genérica mostrando os componentes montados *in vivo*, destacando a mesma região onde fraturou a prótese tema desse trabalho; e (c) região de fratura da prótese analisada.

A Figura 2 mostra a superfície de fratura, onde se observa aspecto típico de fratura frágil, notando-se uma superfície típica, facetada, que possui elevada refletividade e aparência brilhante.<sup>(2)</sup>

Na Figura 3 é possível observar um ponto de iniciação de trinca que coincidentemente foi gerada na região com reparo de soldagem (Figura 4).

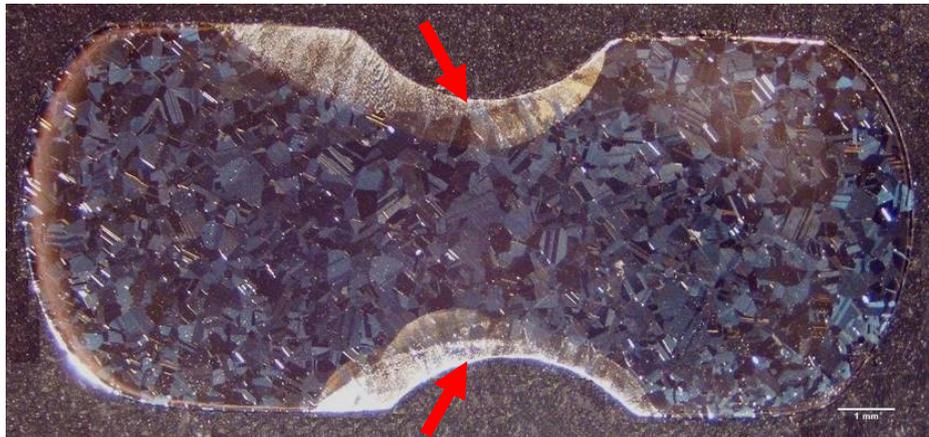
A análise microestrutural revelou regiões com reparos de soldagem nos dois lados da haste femoral, indicadas por setas na Figura 4. Além disso, o tamanho de grão da microestrutura austenítica, típica dos aços inoxidáveis, apresenta-se extremamente grosseiro (Figura 5 e Tabela 1).



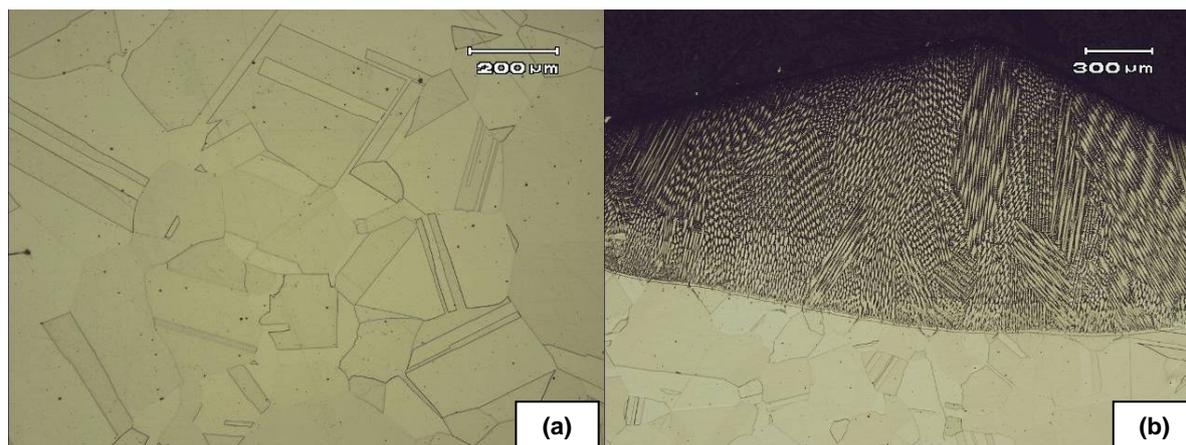
**Figura 2.** Imagem mostrando superfície de fratura da haste femoral.



**Figura 3.** Imagem mostrando superfície de fratura da haste femoral. Em destaque trinca secundária.



**Figura 4.** Imagem da amostra atacada quimicamente revelando as regiões soldadas, em destaque.

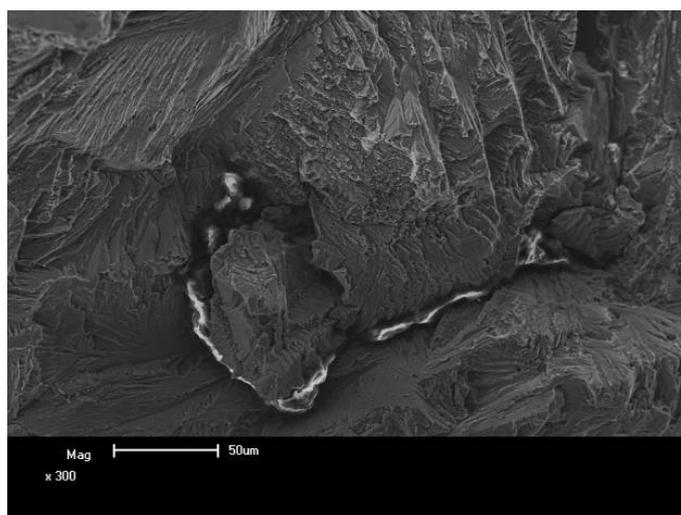


**Figura 5.** Imagem da superfície atacada quimicamente revelando em: (a) microestrutura austenítica com um aumento de 100X; e (b) interface entre matriz austenítica e região soldada, com um aumento de 50X.

**Tabela 1.** Tamanho de grão observado na Figura 5 e analisado conforme a norma ABNT NBR ISO 5832-1:08<sup>(5)</sup>

Tamanho de grão	ASTM 1,5
-----------------	----------

A análise da superfície de fratura em MEV deixou claro o micromecanismo de fratura, onde se observa aspectos de fratura frágil, característico de clivagem.



**Figura 6.** Imagem mostrando superfície de fratura da haste femoral.

## 5 DISCUSSÃO

O aço inoxidável seria suscetível a um tipo de fratura dúctil pela natureza do material. Porém, de acordo com Dieter,<sup>(2)</sup> a mudança do comportamento característico de fratura dúctil para o de fratura frágil é favorecida pelo descréscimo de temperatura, aumento da taxa de carregamento e pela presença de um estado complexo de tensões.

É previsto que o componente em questão sofre esforços complexos durante uma trajetória de caminhada, pois neste caso o paciente apoia seu peso sobre a perna com a prótese e, continuando um passo, retira o peso desta. Isso envolve uma série de esforços trativos e compressivos, que se acumulam em certas regiões da haste, preferencialmente na região que ocorreu a ruptura.

Aliado a isso, o tamanho de grão grosseiro diminui a resistência mecânica do material. O valor encontrado não estava dentro dos limites determinados pela Norma ABNT NBR ISO 5832-1:08<sup>(5)</sup> que prevê tamanho de grão número 5 como ideal para a aplicação biomédica, justamente prevendo o tipo de esforço que o componente sofrerá durante o uso.

O tamanho de grão grosseiro tem uma série de causas e consequências do ponto de vista metalúrgico, pois frequentemente as discordâncias se empilham sobre o plano de deslizamento ao encontrarem barreiras tais como contornos de grão. Além da tensão cisalhante aplicada, atua também sobre a discordância líder a força resultante de sua interação com as outras discordâncias do empilhamento. Isto acarreta uma alta concentração de tensões sobre a discordância líder do empilhamento.<sup>(2)</sup>

Quando o empilhamento é formado por muitas discordâncias, a tensão sobre a discordância líder pode atingir valores próximos ao da tensão cisalhante teórica do cristal, mesmo os níveis de tensão ao qual o componente esteja sendo submetido sejam relativamente baixos. Este valor alto de tensão tanto pode iniciar o escoamento no outro lado da barreira como, dependendo das circunstâncias, nuclear uma trinca na barreira, no caso, a interface entre as microestruturas e os contornos de grão grosseiros da microestrutura austenítica.<sup>(2)</sup>

Em alguns casos o processo de soldagem é utilizado de forma a um defeito ocorrido durante o processo de fabricação. Seria muito custoso retrabalhar o componente, então a soldagem poderia contornar esse defeito. Neste caso a possibilidade mais provável seria algum defeito de usinagem que acarretaria numa alteração da forma do componente, que é dimensionado para suportar o tipo de esforço e se adequar biologicamente.<sup>(7)</sup>

A soldagem por fusão a arco elétrico, processo usado para reparar o defeito utilizando como metal-base o próprio material do qual é feita a prótese, faz com que haja um aquecimento localizado quase instantâneo e, em um dado momento uma pequena porção deste material atinge a fusão formando uma poça de fusão, para posteriormente se solidificar formando a zona fundida. Esse aquecimento cria um gradiente de temperatura a partir da região soldada. Isso se reflete no fato de que os materiais metálicos alteram seu volume diretamente proporcionais à temperatura. Analisando a soldagem por essa visão, há uma grande dilatação localizada no ponto de soldagem, restrita pela continuidade adjacente de material que se dilata menos pela diferença de temperatura, fazendo com que esse ponto passe a ser comprimido e as tensões de compressão aumentem até que o limite de escoamento do material seja ultrapassado em compressão.<sup>(8)</sup>

O mecanismo de resfriamento faz com que a mesma parte sofra uma contração. Inicialmente a região se alivia da compressão e, como não há como o tamanho da região ser reduzido, devido a continuidade do componente, ela acaba sendo tracionada até que as tensões de tração ultrapassem o limite de escoamento em tração. Isso gera um estado complexo de tensões residuais para a interface entre a região soldada por fusão e o restante do componente.<sup>(8)</sup>

O aparecimento de tensões residuais e distorções em uma estrutura soldada podem gerar diversos problemas como a formação de trincas, uma maior tendência para a estrutura sofrer fratura frágil, falta de estabilidade dimensional e dificuldade no ajuste de componentes devido à mudança de forma.<sup>(9)</sup>

Do ponto de vista metalúrgico, esse processo de soldagem gerou também uma diferença microestrutural entre a região soldada e a matriz da prótese gerou concentradores de tensão que diminuíram consideravelmente as propriedades de resistência do material. Como observa Dieter,<sup>(2)</sup> a fratura frágil está invariavelmente associada com tensões triaxiais desenvolvidas em um entalhe ou concentrador de tensão. A tendência para esse tipo de fratura aumenta com a condição triaxial de tensões (geralmente obtida por um entalhe, ou início de trinca, no caso). Como descrito anteriormente, o próprio ato de se locomover do paciente envolve esforços em todas as direções.

O caso analisado por Griza, Reguly e Strohaecker<sup>(10)</sup> por exemplo, também se tratava da aplicação de solda em prótese de quadril. O procedimento de soldagem resultou em microestruturas prejudiciais para o bom desempenho da prótese, ocasionando também a fratura do componente. A microestrutura modificada pelo ciclo de aquecimento-resfriamento agiu como concentrador de tensão e gerou a falha prematura pelo processo de fadiga.

## **6 CONCLUSÃO**

Através da análise realizada, verifica-se que o processo de soldagem reduz a resistência mecânica do componente, diminuindo o tempo de vida útil.

Para a aplicação biomédica, o uso de solda não é previsto pelas normas de prótese de quadril de aço inoxidável.

O tamanho de grão grosseiro potencializou o fator fragilizante da soldagem, levando à fratura.

Por fim, o processo de soldagem na haste femoral do sistema de substituição da articulação do quadril não deve ser utilizado, uma vez que é sabido que a haste sofre solicitações complexas, cíclicas e inerentes ao uso do componente.

## **Agradecimentos**

Gostaria de agradecer a doutoranda Cíntia Gabrielly Zimmer, que além de dar a ideia do tema desse trabalho, ofereceu todo o apoio técnico em sua redação e correção, assim como uma indicação literária bastante rica nos assuntos abordados. Também queria agradecer ao Laboratório de Metalurgia Física (Lamef), especialmente ao doutorando Ralf Souza e o professor Telmo Strohaecker, que além de autorizarem o uso dos dados e equipamentos do laboratório, conferiram e permitiram a publicação do trabalho finalizado, além de nossos financiadores como CNPq, Finep e Fundação Médica do Rio Grande do Sul, sem os quais os recursos não possibilitariam a aquisição e análise dos dados.

## REFERÊNCIAS

- 1 DAVIS, J.R. ASM International®, Handbook of Materials for Medical Devices, 2003.
- 2 DIETER, George E. Metalurgia Mecânica, 2<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Dois, 1981.
- 3 ASM International – The Materials Information Company®. Metallography and Microstructures, v. 9, p. 589-778, 2004.
- 4 ASTM E112-10. Standard Test Methods for Determining Average Grain Size.
- 5 ABNT NBR ISO 5832-1:08. Implantes cirúrgicos – Materiais metálicos. Parte 1: Aço inoxidável conformado.
- 6 SILVA, Stenio Guilherme Vernasque da. Ortopedia & Traumatologia. Disponível em: <<http://sotstenio.blogspot.com.br/2009/04/artroplastia-do-quadril>> Acesso em: 10 mai. 2012.
- 7 ASM International – The Materials Information Company®. Welding, Brazing and Soldering, v. 6, p. 560-561, 2004.
- 8 ZEEMANN, A. Tensões residuais de soldagem, p. 1-2, 2003. Disponível em <[www.infosolda.com.br/artigos/metsol03.pdf](http://www.infosolda.com.br/artigos/metsol03.pdf)> Acesso em: 10 mai. 2012.
- 9 MODENESI, P. J. Efeitos Mecânicos do Ciclo Térmico, p.3-4, maio 2008. Disponível em < [www.demet.ufmg.br/grad/disciplinas/emt019/tensao\\_residual.pdf](http://www.demet.ufmg.br/grad/disciplinas/emt019/tensao_residual.pdf) > Acesso em: 10 mai 2012.
- 10 GRIZA, S., REGULY, A., STROHAECKER, T. R. Total hip stem failure due to weld procedure and material selection misuse, Engineering Failure Analysis 17 (2010), p. 555-561, sep-oct 2009. Disponível em <[www.elsevier.com/locate/engfailanal](http://www.elsevier.com/locate/engfailanal)> Acesso em: 15 fev 2012.