

ANÁLISE DE FALHA EM PRÓTESE DE JOELHO REVISADA¹

Elisabete Pinto da Silva², Roberto Strohaecker³, Everton Pizzio⁴, Telmo Strohaecker⁵

RESUMO

O objetivo deste trabalho é apresentar a análise realizada em uma prótese de joelho rompida na haste extensora. Esta análise foi conduzida para identificar os motivos que levaram a haste ao colapso, além de caracterização de material dos outros componentes metálicos comparando com as normas vigentes. Para isto, utilizou-se a metodologia padrão para análise de falha. O resultado da investigação mostrou que a falha ocorreu por processo de fadiga incentivada por erros de projeto, além de apresentar material fora do especificado pela Norma NBR ISO 5832-1 - Implantes Para Cirurgia – Materiais Metálicos – Aços Inoxidáveis Conformados.

Palavras-chave: análise de falha, prótese de joelho.

ABSTRACT

The objective of this work is to present an investigation carried out in a knee prosthesis broken at the extensible rod. This investigation was conducted in order to identify the reasons that led the rod to collapse, beyond material characterization of the others metallic components and comparison with the effective norms. Thus, a standard methodology was used to the failure analysis. The investigation result indicate that fatigue failure occurred induced by some project errors, added to material out of specification, not in accord with standard ISO 5832-1 - Implants for surgery – Metallic materials – Wrought stainless steel.

Key-words: failure analysis, knee prosthesis.

1 - 6º ENEMET - 24 a 27 de julho de 2006, Rio de Janeiro.

2 - Estudante da Graduação de Engenharia Metalúrgica – UFRGS.

3 - Engenheiro Metalúrgico, mestrando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais. (PPGEM) – UFRGS.

4 - Engenheiro Mecânico, doutorando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais. (PPGEM) – UFRGS.

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

INTRODUÇÃO

A aplicação de implantes metálicos no corpo humano é hoje mais uma alternativa para restaurar partes danificadas, melhorando a qualidade de vida de vítimas de traumas ou de doenças degenerativas. Essa classe de materiais é denominada biomateriais, pois eles podem ser utilizados durante um período indeterminado de tempo ou não, sendo empregados para tratamento, ampliação ou substituição de quaisquer tecidos, órgãos ou funções corporais como um todo ou parte integrante de um sistema. A escolha de um biomaterial deve ser criteriosa e deve obedecer a um conjunto de requisitos, como não interferir no mecanismo de defesa do organismo, exibir propriedades coerentes com a função específica do implante e apresentar resistência à corrosão, etc.



Figura 1 – Representação de uma prótese de joelho.

Deve-se levar em conta também dois conceitos: o de biocompatibilidade do material, que pode ser definida como um estado de mútua existência entre o material e o ambiente fisiológico, ou seja, o material a ser utilizado não deve desencadear reações desfavoráveis no sistema biológico necessitando, ainda, às vezes, desenvolver respostas teciduais adequadas aos sistemas hospedeiros e o conceito de biofuncionalidade, ou seja, a capacidade de desempenhar apropriadamente a função para o qual foi projetado.

As próteses metálicas utilizadas atualmente são confeccionadas de ligas de Titânio, de Cromo Cobalto e de aço inoxidável austenítico [1]. Infelizmente, a maioria dos implantes das articulações apresenta uma vida útil pré-determinada onde em algum momento será preciso uma nova cirurgia de revisão e/ou reparo. As falhas podem ser desencadeadas por vários fatores, como na seleção do material, erros de projeto, na produção e na colocação do implante; falhas de reparação do osso; ou ainda pela combinação desses fatores [2]. O estudo de componentes revisados para esclarecer o motivo da falha é uma técnica utilizada na tentativa de melhorar o projeto [3]. Neste trabalho é realizada uma análise em uma prótese de joelho rompida (revisada) com o objetivo de identificar os motivos que levaram a falha do componente, e também a caracterização de material deste e dos outros componentes metálicos comparando com as normas vigentes.

MATERIAIS E MÉTODOS

A prótese de joelho analisada é composta por quatro componentes metálicos, identificados na figura 2 como: **A** - componente femoral, **B** - bandeja tibial, **C** - haste extensora (peça que rompeu) e **D** - parafuso de fixação; e por dois componentes poliméricos, identificados como: **E** - inserto articular e **F** - componente patelar.

As peças foram submetidas à esterilização em autoclave para a retirada do cimento ósseo e as técnicas utilizadas foram: análise da fratura onde as amostras são observadas em lupa de baixo aumento e em microscópio eletrônico de varredura; análise microestrutural utilizando microscopia ótica e análise química utilizando espectrômetro de emissão ótica. As amostras foram preparadas segundo procedimento padrão metalográfico, utilizando um reagente químico adequado.

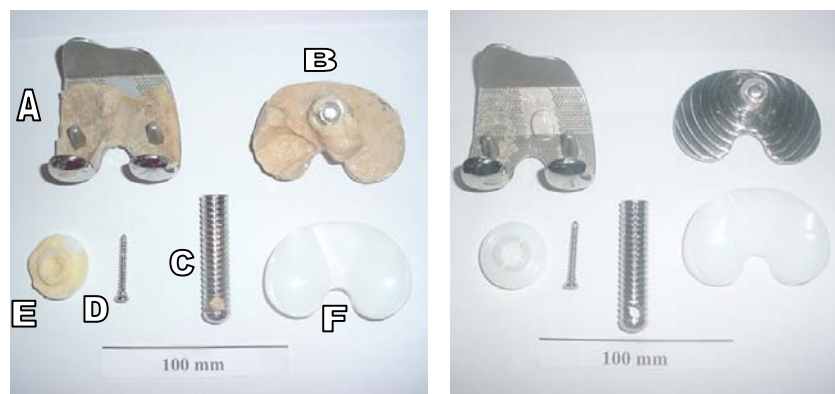


Figura 2 - À esquerda, imagem mostrando a prótese como recebida, com a presença de cimento ósseo. À direita, aspecto após a esterilização em autoclave.

RESULTADOS

ANÁLISE DA FRATURA

A haste extensora era originalmente fixada à bandeja tibial através de um parafuso soldado à bandeja. A figura 3 mostra as duas partes separadas onde é possível ver que a pequena seção resistente correspondente à superfície de fratura. Nota-se na figura 3A a cabeça do parafuso próxima à região da fratura, indicando que a peça fraturou no final da inserção do parafuso. Na figura 3B, pode-se ver que há uma variação brusca de seção da haste, que também coincide com a fratura. A seção transversal desta variação de seção é mostrada na figura 4, com um raio de concordância de aproximadamente 0,4 mm. A figura 5B mostra a análise de fratura no microscópio eletrônico de varredura (MEV), onde foram encontradas microestrias de fadiga.

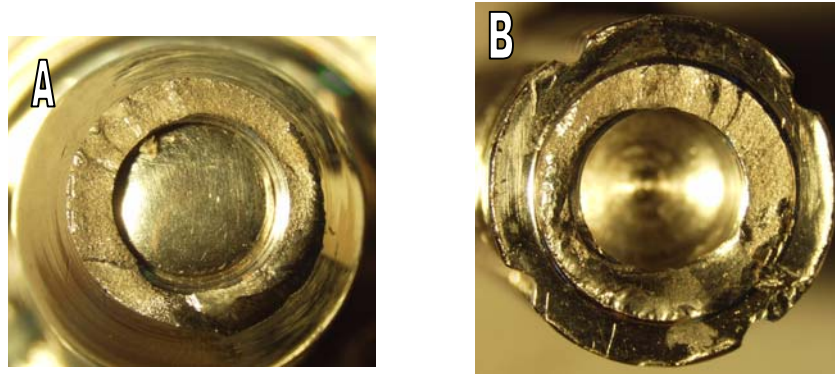


Figura 3 - Imagens mostrando as duas partes da haste extensora rompida. Em A, a parte que ficou fixa à bandeja tibial. Em B, a parte restante da haste, onde nota-se uma mudança brusca de seção da haste.

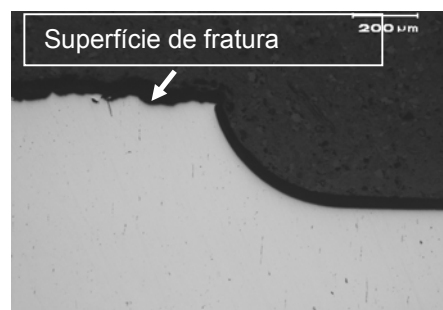


Figura 4 - Micrografia do corte transversal da região de fratura mostrando a variação da seção com raio de concordância de aproximadamente 0,4 mm.

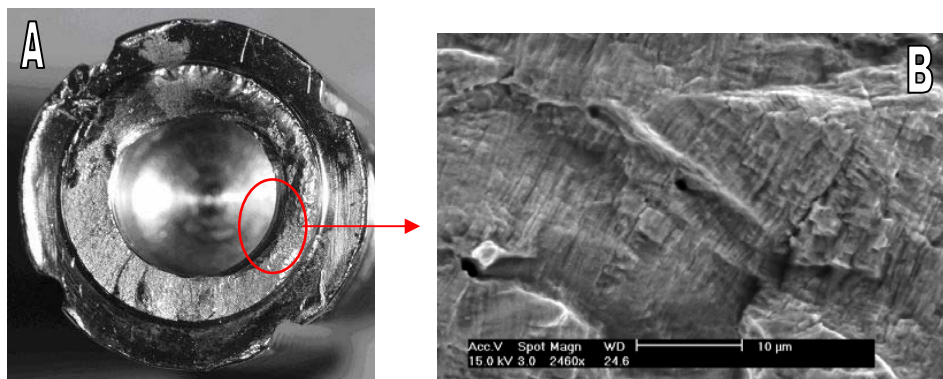


Figura 5 - Imagens da superfície de fratura. Em A, no detalhe, a região de início da falha. Fractografia em MEV na figura B mostrando microestrias de fadiga.

ANÁLISE QUÍMICA

O componente femoral, a bandeja tibial e a haste extensora foram submetidos à análise química em um espectrômetro de emissão ótica, já o parafuso de fixação não pôde ser analisado devido às suas dimensões reduzidas. Foram realizadas três análises em cada amostra e as médias dos resultados estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1 - Resultados das análises químicas dos componentes (em negrito, valores fora da faixa).

COMPOSIÇÃO QUÍMICA (% EM PESO)								
	C	Si	Mn	P	S	Cr	Ni	Mo
Componente Femoral	0,026	2,2	1,2	0,018	0,008	16,7	10,4	2,75
Bandeja Tibial	0,022	0,4	1,4	0,031	0,005	17,7	11,0	1,95
Haste Extensora	0,027	0,3	1,9	0,031	0,025	17,2	11,2	2,25
NBR ISO 5832-1 Composição D	0,030 máx	1,0 máx	2,0 máx	0,025 máx.	0,010 máx.	17,0 – 19,0	13,0 – 15,0	2,25 – 3,5
NBR ISO 5832-1 Composição E	0,030 máx	1,0 máx	2,0 máx	0,025 máx.	0,010 máx.	17,0 – 19,0	14,0 – 16,0	2,35 – 4,2

ANÁLISE MICROESTRUTURAL

O componente femoral apresentou microestrutura austenítica bruta de fusão com ferrita delta nos contornos dendríticos, com algumas inclusões do tipo D 2½ fina (figuras 6 e 7).

A bandeja tibial apresentou microestrutura austenítica com presença de ferrita delta, tamanho de grão médio de 5,5 ASTM e inclusões do tipo A ½ fina (figuras 8 e 9).

A haste extensora apresentou microestrutura austenítica com presença de ferrita delta, tamanho de grão médio de 7 ASTM e inclusões do tipo A 2 ½ fina (figuras 10 e 11).

O parafuso de fixação apresentou microestrutura austenítica deformada (figura 12) e pequena presença de inclusões.

Foi realizada, também, análise da região entre a bandeja tibial e haste extensora, onde há uma solda fixando um parafuso na bandeja (figura 13). A figura 14 é um corte transversal desta região. O parafuso apresentou microestrutura austenítica deformada no sentido longitudinal com presença de ferrita delta (figuras 14A e 14B) e inclusões do tipo A 1 fina (figura 15). Notou-se a transformação microestrutural na região da solda (figuras 14C e 14D).

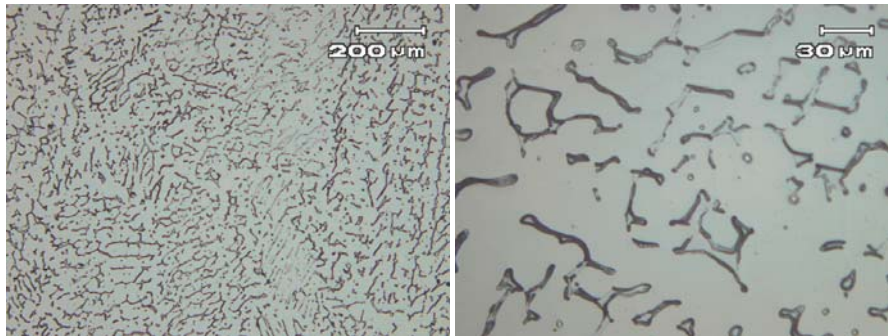


Figura 6 - Micrografias mostrando a microestrutura bruta de fusão do componente femoral no sentido longitudinal, com ferrita delta nos contornos dendríticos.



Figura 7 - Micrografia do componente femoral mostrando as inclusões de óxidos do tipo D 2 ½ fina.

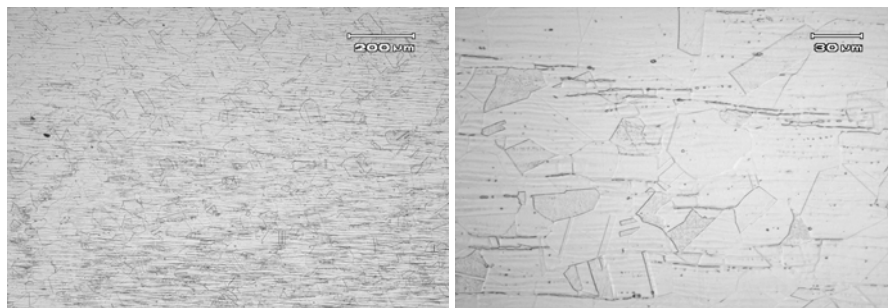


Figura 8 - Micrografias mostrando a microestrutura austenítica da bandeja tibial no sentido longitudinal contendo ferrita delta.



Figura 9 - Micrografia da bandeja tibial mostrando inclusões de sulfeto de manganês do tipo A ½ fina.

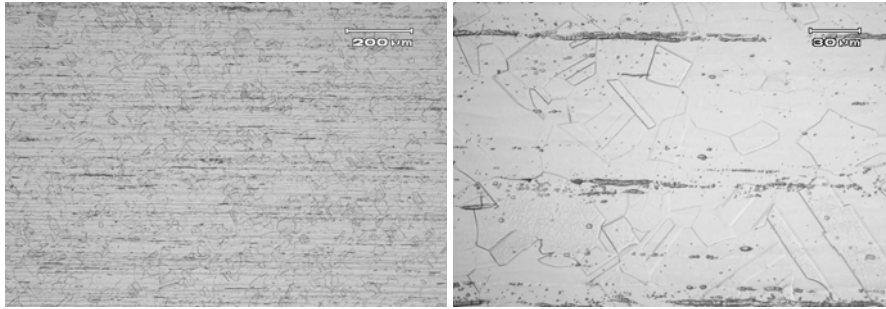


Figura 10 - Micrografias mostrando a microestrutura austenítica da haste extensora no sentido longitudinal contendo ferrita delta.



Figura 11 - Micrografia da haste extensora mostrando inclusões de sulfeto de manganês tipo A 2 ½ fina.

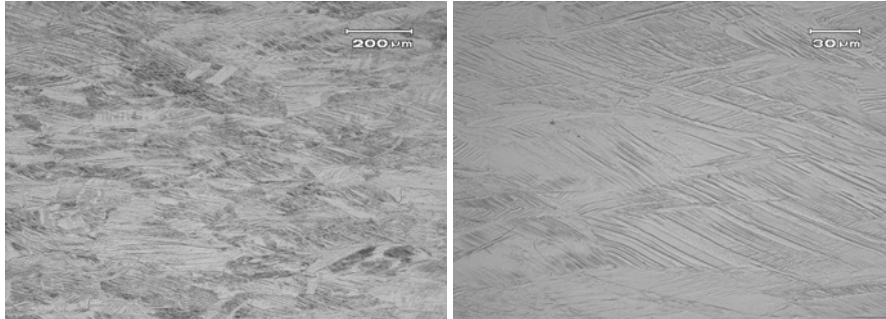


Figura 12 - Micrografias no sentido longitudinal do parafuso mostrando a microestrutura austenítica deformada.

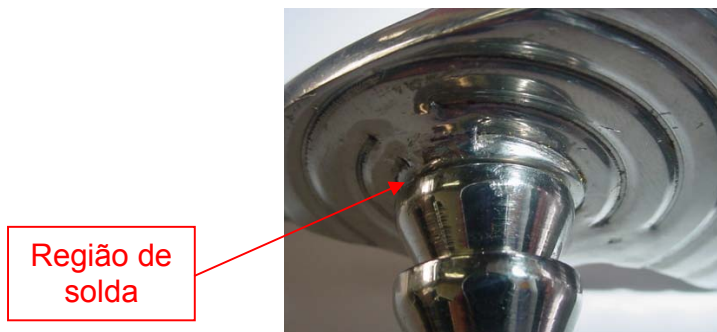


Figura 13 - Macrografia mostrando a região entre a bandeja tibial e a haste extensora.

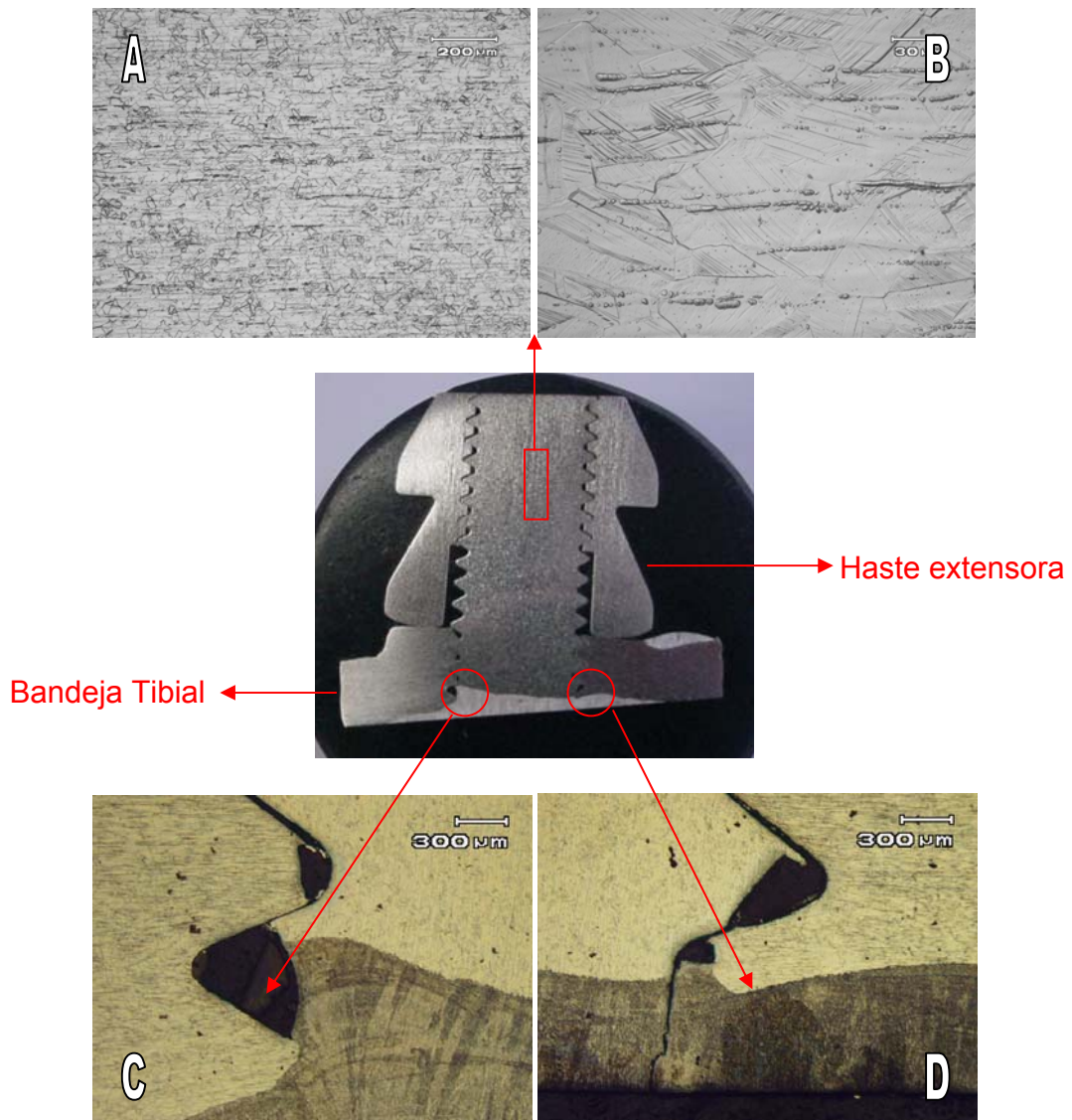


Figura 14 -Micrografias do parafuso mostrando a microestrutura austenítica com presença de ferrita delta; sentido longitudinal em A e B; e região de solda em C e D.



Figura 15 - Micrografia do parafuso mostrando inclusões de sulfeto de manganês tipo A 1 fina.

DISCUSSÃO

Nenhum dos componentes apresentava marcação. Segundo a norma ABNT NBR 15165 Implantes Ortopédicos – Requisitos gerais para marcação, embalagem e rotulagem [4], “implantes que tenham espaço suficiente para acomodar todas as informações aplicáveis têm que ser marcados com o máximo de informações possíveis”.

A haste fraturou por fadiga no final da inserção do primeiro filete carregado de um parafuso fixado internamente. Esta inserção coincidiu com a região de maior redução de seção da haste extensora, favorecendo a concentração de tensões. Além disso, a seção resistente na região de fratura é pequena. Estes erros de projeto resultaram em concentração de tensões e favoreceram o rompimento por fadiga do componente.

Na análise microestrutural, constatou-se que o componente femoral foi fabricado por fundição, sendo que aço inoxidável fundido não é reconhecido por normas como material para implantes; já os demais componentes metálicos foram fabricados em aço inoxidável conformado.

A norma NBR ISO 5832-1 Implantes Para Cirurgia – Materiais Metálicos – Aços Inoxidáveis Conformados [5] rege os limites de teores dos elementos admissíveis nos aços inoxidáveis para uso em implantes e também características microestruturais como tamanho de grão, tipo e classificação de inclusões não metálicas e as fases constituintes. O componente femoral apresentou teores de silício, cromo e níquel fora do especificado pela norma. A bandeja tibial apresentou teores de fósforo, molibdênio e níquel não conformes. Para a haste extensora, os elementos fósforo, enxofre e níquel estão fora do especificado. A mesma norma cita que 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: $C = 3,3W_{Mo} + W_{Cr}$; onde W simboliza o percentual em peso atômico do elemento subscrito. Comparando os teores obtidos na análise química com a relação percebemos que, para todos componentes analisados, C é menor que 26 e, portanto, não atende à referida norma.

Na análise metalográfica, foi detectada a presença de ferrita delta no componente femoral, na bandeja tibial, na haste extensora e no parafuso soldado à bandeja, o que não é permitido pela norma. No componente femoral, foram encontradas inclusões do tipo D 2 ½ série fina, fora do especificado pela norma. Na haste extensora, foram detectadas inclusões de sulfeto de manganês do tipo A 2 ½ série fina, também fora do especificado pela norma. No parafuso de fixação, foram encontrados defeitos de usinagem na crista dos filetes. Na região em que há um parafuso soldado à bandeja tibial, há transformação microestrutural na região da solda.

CONCLUSÕES

Nenhum dos componentes da prótese apresentava marcação, o que está em desacordo com a norma ABNT NBR 15165 Implantes ortopédicos – Requisitos gerais para marcação, embalagem e rotulagem.

A haste extensora rompeu por fadiga incentivada por erros de projeto, além de apresentar material fora do especificado pela norma NBR ISO 5832-1 - Implantes Para Cirurgia – Materiais Metálicos – Aços Inoxidáveis Conformados.

Os materiais utilizados na fabricação do componente femoral e da bandeja tibial também não se enquadram na norma NBR ISO 5832-1.

O componente femoral apresentou microestrutura bruta de fusão. Aço inoxidável fundido não é reconhecido por normas como material para implantes para cirurgia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] [K.B. Fonseca](#), H.H. Pereira, S.N. Silva – Avaliação de falhas em implantes metálicos coxo-femoral e joelho retirados de pacientes. Revista Matéria, v. 10, n. 3, pp. 472 – 480, 2005.

[2] AZEVEDO, C.R.F., HIPPERT, E., “Análise de Falhas de Implantes Cirúrgicos no Brasil: a Necessidade de uma Regulamentação Adequada”, Cadernos de Saúde Pública, Rio de Janeiro, v. 18, n.5, 2002.

[3] C.R.F. AZEVEDO, E. HIPPERT JR., Failure Analysis of Surgical implants in Brazil, Engineering Failure Analysis, 9, 2002, pp.621-633;

[4] ABNT NBR 15165 Implantes ortopédicos – Requisitos gerais para marcação, embalagem e rotulagem.

[5] NBR ISO 5832-1 Implantes Para Cirurgia – Materiais Metálicos – Aços Inoxidáveis Conformados.