

ANÁLISE DE FALHAS EM IMPLANTES METÁLICOS COXO-FEMORAIS ¹

Aline Silva Magalhães²
Suzanny Cristina Soares Martins²
Sidney Nicodemos Silva³
Ivete Peixoto Pinheiro Silva³
Cynthia Serra Batista Castro³

Resumo

Este trabalho teve como objetivo correlacionar características físico-químicas dos biomateriais com a precoce substituição de próteses coxo-femorais de pacientes do Sistema Único de Saúde (SUS). Foram realizados ensaios mecânico e químico das próteses, tais como: ensaios de dureza (normal e microdureza Vickers), metalografia (com microscopia ótica e eletrônica de varredura) e difração de raios X (DRX). Os ensaios metalográficos e mecânicos demonstram que uma parcela das próteses estudada apresentou inadequação para uso como biomateriais, em função das limitações nas propriedades mecânicas e/ou tribológicas do metal. A partir dos perfis de dureza verificou-se ainda que o método de conformação gerou grandes níveis de tensões residuais e modificação de fase. Verificou-se ainda precipitação de carbonetos gerando perda de resistência à corrosão, devido ao empobrecimento de cromo na matriz. Estudos posteriores poderão comprovar a ocorrência de osteólise protética em regiões com gradientes elevados de dureza além de desgaste excessivo em outras regiões em função do atrito no meio fisiológico.

Palavras-chave: Próteses coxo-femorais; Biomateriais metálicos; Falhas.

ANALYSIS OF FAILURES HIP METALLIC IMPLANTS

Abstract

This study aimed to correlate physical and chemical characteristics of biomaterials with the early replacement of hip prosthesis for patients of the SUS. Were performed chemical and mechanical tests of the prosthesis, such as testing the hardness (normal and Vickers microhardness), metallography (with optical microscopy and scanning electron) and X-ray diffraction (XRD). Metallography and mechanical tests showed that a portion of the prosthesis studied had inadequate for use as biomaterials, according to limitations in mechanical and tribology properties of the metal. From the hardness profiles, it was found that the shaping method generates high levels of residual stresses and phase transformation. In addition, the precipitation of carbides causes a loss of corrosion resistance due to depletion of chromium in the matrix. Further studies may prove the occurrence of osteolysis prosthetics in regions with high gradients of hardness as well as excessive wear on other regions owing of friction in the physiological environment.

Key words: Hip prosthesis; Metallic biomaterials; Failures.

¹ *Contribuição técnica ao 64º Congresso Anual da ABM, 13 a 17 de julho de 2009, Belo Horizonte, MG, Brasil.*

² *Graduanda em Engenharia de Materiais – CEFET-MG*

³ *Doutorado em Engenharia Metalúrgica – CEFET-MG*

1 INTRODUÇÃO

É crescente a necessidade de cirurgias ortopédicas corretivas relacionadas a problemas nas articulações ou lesões graves provocadas por doenças degenerativas ou acidentes. Normalmente utilizam-se nestas cirurgias, próteses metálicas, denominadas biomateriais, numa tentativa de restaurar partes destes tecidos danificados. A utilização biomateriais metálicos têm sido de fundamental importância no incremento de qualidade de vida de pacientes submetidos a procedimentos médicos e odontológicos diversos, sobretudo para correlações ortopédicas nas articulações, coluna vertebral, fraturas em ossos longos e restaurações maxilofaciais.

Os biomateriais caracterizam-se pela sua biocompatibilidade e devem possuir resistência à corrosão e mecânica (biofuncionalidade) devido à incidência de mecanismos tribo-químicos e carregamentos mecânicos cíclicos inerentes à biomecânica do corpo humano. Os biomateriais estruturais mais utilizados na fabricação destas próteses são: titânio (e suas ligas), o Vitalium (Co-Cr) e o aço inoxidável austenítico (ASTM F-138), este último, mais empregado no país devido ao seu baixo custo e disponibilidade em relação aos demais. Entretanto, um número relativamente elevado desses implantes tem apresentado falhas, provavelmente em virtude dos materiais não atenderem as especificações das normas técnicas, ou procedimento médico inadequado ou ainda efeitos vinculados à saúde dos pacientes, contribuindo para uma diminuição da vida útil das mesmas, acarretando transtornos aos pacientes, além de custos adicionais ao Sistema Único de Saúde (SUS) com cirurgias de revisão.

A utilização de biomateriais metálicos têm sido de fundamental importância no incremento da qualidade de vida de pacientes submetidos a procedimentos médicos e odontológicos diversos, sobretudo para correlações ortopédicas nas articulações, coluna vertebral, fraturas em ossos longos, restaurações maxilofaciais dentre outros problemas causados por traumas e/ou doenças degenerativas. Entretanto, o aumento crescente desses procedimentos cirúrgicos para colocação de próteses justifica-se não somente em função do aumento da expectativa de vida devido ao fenômeno do envelhecimento da população, mas principalmente devido ao alto índice de acidentes de trabalho, automobilísticos, com projeteis balísticos e mais recentemente em virtude do aumento do número de cirurgias de revisão das próteses das articulações que vem apresentando falhas prematuras (antes dos 10-15 anos de uso previstos pelos órgãos homologadores). Os materiais selecionados para utilização em implantes têm necessariamente que atender a pré-requisitos rígidos, tais como biocompatibilidade e biofuncionalidade para serem considerados biomateriais, além de não desencadarem respostas imunológicas adversas no organismo. A escolha de um biomaterial deve ser criteriosa e deveria obedecer a um conjunto de requisitos, tais como não produzir reações alérgicas locais ou sistêmicas (ou seja, interferir o mínimo possível nos mecanismos imunológicos e/ou endócrinos do organismo, minimizando intercorrências agudas ou crônicas), exibir propriedades coerentes com a função específica do dispositivo implantado (resistência à fadiga induzida por esforços cíclicos, tempo de vida útil, produção de edemas e resposta biológica satisfatória) e apresentar resistência à corrosão, devido a atividades enzimáticas proteolíticas ou íons (Cl, F, etc.) presentes no plasma sanguíneo.

Estudos anteriores demonstram a precariedade dos controles de qualidade antes e pós-uso desses implantes, sobretudo, levando em conta a considerável ocorrência de falhas de implantes cirúrgicos durante sua utilização (ou ciclo de vida),

sendo necessário um maior cuidado por parte dos órgãos responsáveis para evitar complicações geradas por materiais inadequados que possam ser causadores dessas falhas. Há vários motivos pelos quais essas falhas podem ocorrer, tais como design da prótese, propriedades do material (que depende do processamento e da estrutura resultante do processo de fabricação), técnica de colocação do implante, ou mesmo pela combinação destes fatores.

1.1 Próteses Metálicas como Biomateriais

As próteses metálicas utilizadas atualmente são confeccionadas de ligas titânio, tântalo, Vitalium e de aço inoxidável (ASTM F-138). Estes dois últimos são os mais utilizados no Brasil devido ao seu baixo custo em relação aos demais materiais. Tais implantes são uma alternativa para reparar ou restituir algum órgão ou parte dele danificada, sendo essas próteses pertencentes ao grupo dos biomateriais já que permanecem no corpo por um tempo “indeterminado”.

A presença de um material estranho no corpo humano pode acarretar reações localizadas ou sistêmicas. Dentre os principais efeitos sistêmicos estão: carcinogênicos, metabólicos, imunológicos e bacteriológicos. Para evitar tais reações, é necessária a utilização de biomateriais. Um biomaterial, para assim ser considerado, deve obedecer a pré-requisitos básicos, dentre eles: biocompatibilidade, ou seja, não causar efeito nocivo ao organismo (local ou sistemicamente); resistência à corrosão no ambiente hospedeiro (devido à ação de complexos carregamentos mecânicos em meio salino), biofuncionalidade; propriedades mecânicas adequadas à sua funcionalidade e um preço compatível com a realidade brasileira e não intervir no organismo hospedeiro de forma a não prejudicar seu funcionamento ou comprometê-lo.

Segundo Bento,⁽¹⁾ “intrínseco a essas propriedades está o conceito de biocompatibilidade do material, que pode ser definida como um estado sinérgico (ou 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.

Coligado à biocompatibilidade, um biomaterial deve cumprir uma função designada biofuncionalidade, que corresponde à capacidade de desempenhar apropriadamente a função para o qual foi projetado. A bioadesão é definida como a ligação em torno da região interfacial entre a superfície do implante (biomaterial estrutural) e as células e/ou tecido. Reforça-se, assim, a importância de uma seleção cuidadosa dos biomateriais e com as condições de contorno para a sua biofuncionalidade.

Um implante deve suportar e transmitir, em conjunto com o osso, as cargas resultantes das articulações e forças musculares. Dentro do corpo humano, um implante experimenta um estado complexo de tensões, o carregamento é uma combinação de esforços estáticos e dinâmicos num meio bioquimicamente severo. Deste modo, é importante que o material utilizado na fabricação da prótese tenha uma adequada resistência ao impacto, ou seja, tenacidade à fratura.

De acordo com Ratner,⁽²⁾ “as propriedades físicas e mecânicas que devem ser consideradas são: dureza, tração, fadiga, tenacidade à fratura, abrasão, estabilidade dimensional, propriedades viscoelásticas e permeabilidade a fluídos”.

1.2 Possíveis Causas das Falhas

Por permanecerem em meios nos quais sofrem ação de complexos carregamentos mecânicos em meio salino, os implantes devem ser confeccionados de materiais de alta resistência à corrosão e mecânica. O elevado desgaste triboquímico pode promover liberação de íons metálicos ou até mesmo de partículas, causando não só a falha prematura deste implante, como também sérios danos à saúde do paciente.

O pH do líquido corpóreo, que é um meio salino, gira em torno de 7,2 a 7,4. A taxa desse pH pode ser alterado em regiões lesionadas ou com hematomas, passando a se tornar ácido, atingindo valores entre 5,0 e 4,0, ou em regiões infeccionadas, passando a se tornar alcalino. A existência de íons Cl^- , Na^+ e HCO_3^- nos fluidos sanguíneos e celulares em contato com as próteses metálicas podem ocasionar a atuação de mecanismos de corrosão.⁽³⁾

Pelo ponto de vista mecânico, um implante de articulação de cabeça de fêmur (que é um implante permanente, por exemplo) é submetido a uma carga de três a quatro vezes o peso do paciente, e com uma frequência de ciclos esforço-reposo que pode atingir a três milhões em um ano.⁽⁴⁾

Neste caso, percebe-se que é muito importante a resistência do material quanto à fadiga, como também à sua fabricação, ao seu designer e mesmo à sua colocação. A existência de defeitos superficiais pode servir como pivô de prematuras trincas de fadigas e de pontos de concentração de tensões e, devido à corrosão realizada pelo meio, essas trincas se desenvolvem de modo que haja uma prematura falha no implante. O atrito existente entre as superfícies de contato prótese/organismo pode gerar um forte desgaste no qual acarrete em remoção mecânica de partículas metálicas, esses detritos livres no corpo humano possibilitam a ocorrência de infecções e prejudicam o bom desempenho implante. De acordo com a Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos (1995), o desgaste é um fator relevante, pois afeta na qualidade da fixação e também na durabilidade do implante.⁽⁵⁾

As causas das falhas ocorrentes em implantes cirúrgicos são inúmeras, como exemplo tem-se o processo de fabricação da prótese, o material escolhido para sua composição, seu designer e forma, o modo como é inserida no paciente no ato da operação, manuseio, ou ainda, por apresentarem defeitos superficiais, microestrutura heterogenia, grandes gradientes de dureza ao longo do material, contribuindo para uma diminuição da vida útil das mesmas. Um fator relevante, também, é a própria saúde do paciente e de seu organismo. Percebe-se que os agentes causadores dessas prematuras falhas são muitos e faz-se necessário um estudo e uma regulamentação que oriente esses procedimentos para que não somente possa reduzir esses índices como também melhorar a qualidade de vida dos pacientes.

Tabela 1. Causas mais comuns de falhas em implantes metálicos⁽⁶⁾

| Etapa | Causas das falhas |
|------------------------|--|
| Projeto do implante | Seção transversal insuficiente; Esforços cíclicos associados à presença de regiões de alta concentração de tensões (entalhes, marcações em relevo, etc.). |
| Fabricação do implante | Presença de defeitos no material e no implante; falta de precisão dimensional. |
| Seleção do material | Material incompatível; propriedades físicas, magnéticas e mecânicas incompatíveis; sensibilidade do paciente. |
| Procedimento cirúrgico | Introdução de riscos, entalhes e deformação excessiva; danos pela utilização de ferramentas impróprias; procedimento de inserção incorreto; escolha de implante inadequado; uso de materiais dissimilares. |
| Reparação óssea | Reparação lenta, que pode causar sobrecarga no material; afrouxamento devido à reabsorção óssea. |
| Uso impróprio | Acidentes com o paciente ou falta de informação sobre as restrições impostas com o uso do implante. |

2 MATERIAL E MÉTODOS

Para o desenvolvimento de um protocolo de análise de falhas as próteses cedidas pelos hospitais da região metropolitana de Belo Horizonte foram agrupadas em função da identificação do fabricante e do seu design. Formando grupos que serviram de piloto para elaboração destes estudos (Figura 1). Do total de 30 próteses foram agrupadas em 10 lotes com características similares.



Figura 1. Próteses retiradas de pacientes do SUS selecionadas para análises.

A partir de uma amostragem aleatória dos grupos desenvolveu-se um procedimento padrão para avaliar falhas em próteses coxo-femorais de aço inoxidável (ASTM F-138) retiradas de pacientes atendidos pelo SUS. A princípio foi feita uma análise macroscópica a olho nu e com lupa esteoroscópica para verificação da existência de algumas descontinuidades ou defeitos superficiais (marcas de instrumentos cirúrgicos, corrosão, defeitos de fabricação etc.). Posteriormente foram retiradas amostras de cada lote e feitos cortes transversais e longitudinais das extremidades (distais) de suas hastes.

Discos de corte com refrigeração foram utilizados para o seccionamento das próteses. Foram produzidas amostras para análises metalográfica, microdureza, DRX, sendo ainda realizados ensaios “de perfil” de dureza Vickers com carga de 5 kgf. Duas amostras de cada prótese foram embutidas em resina acrílica, em seguida lixadas em lixas 240, 320, 400 e 600 e polidas com pastas de diamante até 1µm em panos especiais e finalizado o polimento com alumina ¼ µm (gama) mais OPS por

cerca de 5 minutos, sendo observadas no microscópico ótico (MO) antes do ataque químico para identificação de inclusões, carbonetos, bolhas, trincas e outros defeitos. Em seguida, as amostras foram atacadas com reagente químico (“água régia” com a composição de 2:2:1 partes de ácido clorídrico, ácido nítrico e ácido fluorídrico) por cerca de 30 segundos e novamente observadas em microscopia ótica e também microscopia eletrônica de varredura (MEV) com analisador EDS (espectroscopia de energia dispersiva de raio-X).

Posteriormente, nas amostras embutidas foram realizados ensaios de microdureza (Micro Hardness Tester) com carga de 50 gf e tempo de 30 segundos.

Para a caracterização de fases dos materiais foi utilizado a difração de raio-X (DRX), com objetivo de confirmar as observações da microscopia, ou seja, a presença majoritária de austenita, com varredura do goniômetro de 20° a 85° e raio-X gerado por um tubo de cobre.

3 RESULTADOS

A análise de microconstituintes das amostras por EDS revelou em várias delas a migração de cromo do interior dos grãos para a região do contorno, devido ao processo de fabricação (conformação mecânica – forjamento a quente provavelmente na faixa de 400°C a 1.000°C), que favoreceram o aparecimento do fenômeno da sensitização (precipitação de carbonetos de cromo) acarretando uma provável perda de estabilidade química do biomaterial no meio fisiológico, ou seja, alto risco de ocorrência de mecanismos tribo-químicos e favorecendo a perda da prótese. Este fenômeno se intensifica quando o teor de Cr cai para valores inferiores a 9% no interior do grão (Figura 2).

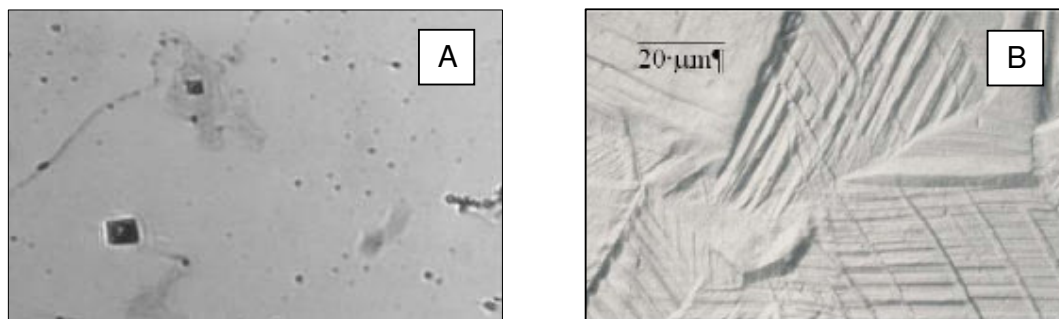


Figura 2. A) Amostra sem ataque com microdureza Vickers (matriz e carboneto). B) Micrografia de MEV da amostra atacada do aço ASTM F-138 mostrando o efeito da deformação sobre a microestrutura durante a fabricação (conformação plástica a baixa temperatura) induzindo o fenômeno da transformação de fase (austenita \Rightarrow martensita).⁽⁸⁾

A Figura 3 apresenta as micrografias das seções longitudinais e transversais de cada amostra, podendo ser comparadas as características microestruturais das várias próteses. É possível verificar uma enorme heterogeneidade do tamanho de grão, além de um nível significativo de encruamento (presença de maclas no interior dos grãos) em algumas amostras.

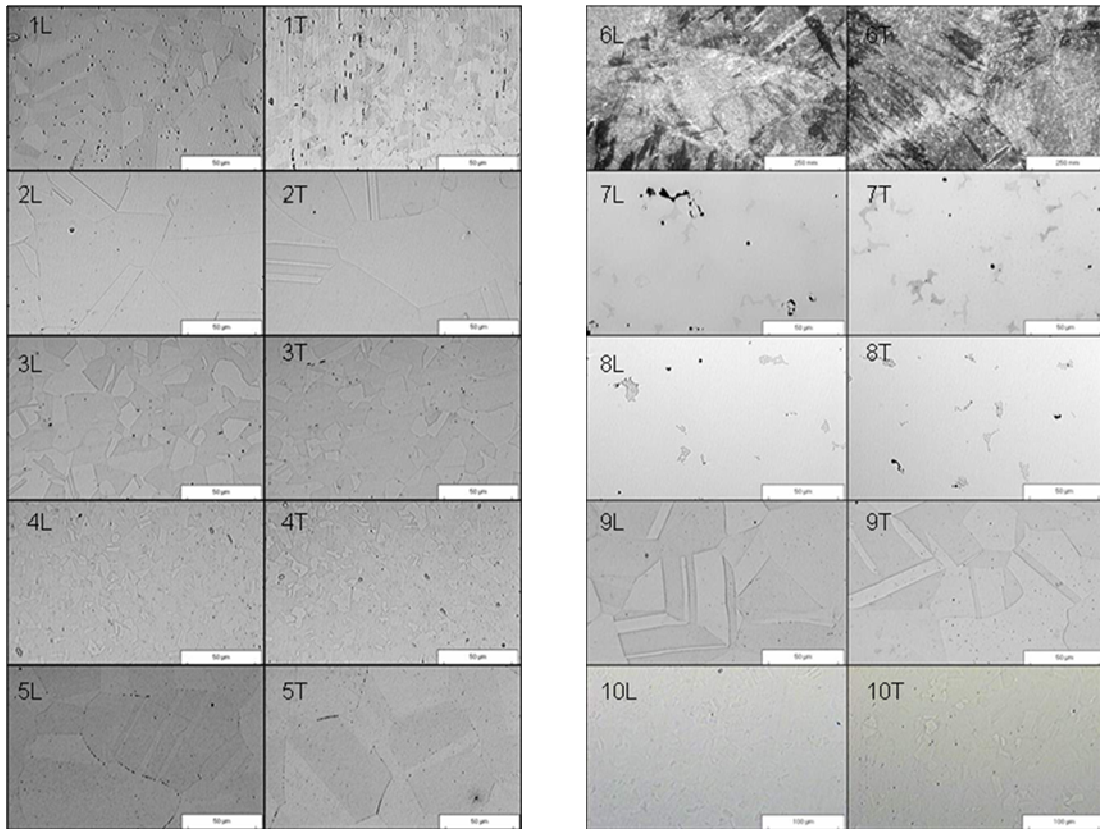


Figura 3. Micrografias das seções longitudinais(L) e transversais (T) das amostras de 1 a 10.

O gráfico abaixo (Figura 4) mostra a microdureza Vickers das amostras onde se observa uma enorme diferença nos valores de dureza com uma sensível correlação da microestrutura e os valores de dureza medidos.

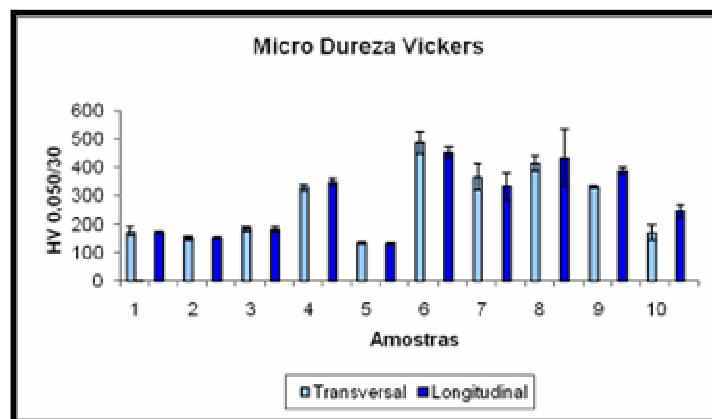


Figura 4. Gráfico de microdureza Vickers.

A Tabela 2 com os resultados dos perfis de dureza nas amostras mostram que o método de conformação gera grandes níveis de tensões residuais, o que provavelmente tem correlação com as perdas prematuras observada para estas próteses. Estudos posteriores poderão comprovar a ocorrência de osteólise protética em regiões com gradientes elevados de dureza.

Tabela 2. Dureza Vickers das Amostras de acordo com o esquema abaixo do perfil de dureza Vickers (HV) com carga de 5 kgf.



| (HV 5) das Amostras | | | | | | | | | | |
|---------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
| I | 190,8 | 143,6 | 209,9 | 316,6 | 118,2 | 378,8 | 331,1 | 359 | 290,2 | 278,3 |
| II | 176,8 | 143,5 | 200,4 | 305,7 | 71,6 | 448,5 | 315 | 322,5 | 270,5 | 299,4 |
| III | 171 | 148,3 | 182,6 | 328,5 | 126,9 | 425,5 | 354,4 | 349,5 | 369,2 | 267,9 |
| IV | 166,2 | 139,6 | 195,9 | 313,6 | 127,2 | 398,6 | 370,7 | 340,9 | 358 | 231,1 |
| V | 178,5 | 129,5 | 195,7 | 324,3 | 116,4 | 429,9 | 327 | 343,5 | 312,2 | 255,8 |
| VI | 198,1 | 151,7 | 196,1 | 331,8 | 124 | 439,3 | 330,7 | 333,7 | 312,5 | 228,9 |
| VII | 161,2 | 137,9 | 201 | 299,9 | 118,1 | 421,7 | 318,3 | 388,7 | 319,2 | 232,3 |
| VIII | 181,2 | 129,2 | 186,2 | 298,1 | 117,4 | 385,3 | 329 | 322,5 | 316,4 | 234,1 |

O espectro de DRX das amostras pode ser observado na Figura 5, onde estão indicados os picos da fase gama (austenita).

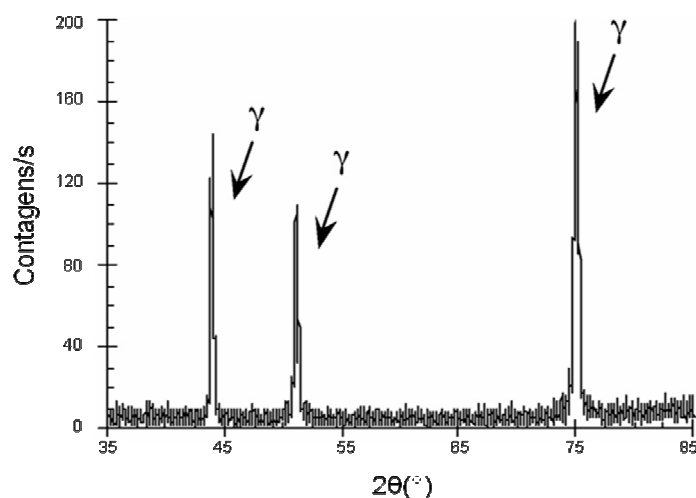


Figura 5. DRX típico das próteses de aço ASTM F-138.

4 DISCUSSÃO

São freqüentemente citados pelos ortopedistas que os insucessos no caso próteses coxo-femorais são devidos ao descolamento ou destacamento na interface prótese-osso (ou no caso das próteses cimentadas, a interface prótese-cimento) significando um índice superior a 80% dos casos de falhas. No âmbito da terapêutica o exame físico e a história clínica têm-se evidenciado como técnicas inadequadas para diagnosticar o fenômeno de descolamento ao longo dos anos de uso da prótese. De fato, não existe nenhuma técnica capaz de determinar com a exatidão necessária o grau de descolamento da prótese ao longo do tempo, nem em que regiões da mesma tal acontece. A técnica por radiografia tem sido referida como sendo exata entre 50% a 100%, o que nos permite questionar a confiabilidade da mesma. O custo de uma cirurgia de revisão é da ordem de 10.000 reais a 20.000 reais (pagos pelo SUS), o que faz com que haja a necessidade de ter uma

ferramenta de diagnóstico mais confiável para detectar e distinguir se a prótese encontra-se solta ou não e quais foram as causas desta falha. Esta necessidade tem sido constantemente manifestada pela comunidade médica e órgãos regulamentadores.

Embora na artroplastia do quadril todos os componentes das próteses totais (ou coxo-femoral) são críticos, pois substituem a articulação da cabeça do fêmur, por uma esfera metálica/cerâmica que se encontra ligada ao fêmur mediante uma haste que se insere no canal intramedular. No caso das próteses cimentadas observa-se outro material crítico (o cimento ósseo polimérico – polimetilmetacrilato ou PMMA) que se interpõe no espaço entre a haste metálica e o osso do fêmur. Existe um consenso de que as falhas registradas neste tipo de implante é a falha do cimento. Uma provável causa seria um elevado nível de tensões mecânicas no material polimérico e o substrato metálico da haste (módulo de elasticidade e dureza muito diferentes entre os materiais da haste e o cimento). Outra possível causa de falhas é consequência dos mecanismos de abrasão nesta interface do cimento, originada pelo atrito entre a haste normalmente jateada ou não polida e o PMMA, e a consequente libertação destas partículas (metálicas ou carbonetos e debris do polímero) no meio fisiológico, o que provocaria uma osteólise ao redor da prótese e aceleraria a falha. Uma forma apontada de evitar este problema é utilizar uma haste polida, originando, contudo movimentos relativos entre haste e cimento. Para evitar tal movimentação utilizam-se comercialmente centenas de design especiais para as hastes destas próteses, contudo a modelação usual desta interface entre a haste e o cimento considera além de uma ligação química perfeita entre os dois materiais, não considerando possíveis escorregamentos que possa ocorrer (em particular nas hastes polidas) e existência de heterogeneidade nas interfaces com consequência das modificações microestruturas durante a fabricação e seus reflexos nas propriedades (dureza, resistência a corrosão fadiga etc.).⁽⁹⁻¹¹⁾ A análise destas características físico-química do metal da haste e sua influência nas falhas prematuras observadas permitem induzir que num modelo com contato (ou escorregamento), a influência de diversos parâmetros geométricos da prótese, agressividade química do meio fisiológico e/ou propriedades dos materiais sobre o nível de tensões no osso e em particular no cimento^(10,11) são críticos para o sucesso ou não. Os gradientes de tensão e a adaptação óssea existente em cada uma das próteses deveria ser um dos fatores primordialmente avaliados, além da os mecanismos triboquímicos. A Figura 6, ilustra uma sugestão de protocolo para inspeção pós-uso de próteses, que poderiam ser utilizados pelos órgãos homologadores (ANVISA/MS).

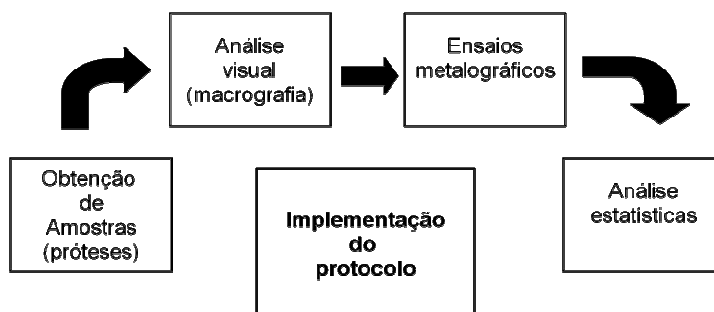


Figura 6. Fluxograma do protocolo de inspeção de falhas.

5 CONCLUSÃO

Tendo em vista a grande demanda de implantes coxo-femorais e o considerável aumento das falhas destes, percebe-se que é indispensável a intensificação na fiscalização e normatização de todos os procedimentos envolvidos, desde a fabricação até a retirada das próteses dos pacientes, visando a otimização do processo de fabricação para a obtenção de um produto confiável à saúde humana, sobretudo nos aspectos de durabilidade e biofuncionalidade.

Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente financiado pelo CNPq (Bolsa de Iniciação Científica) através do programa PIBITI.

Os ensaios foram realizados no CETEC/MG com a colaboração de Mário Lúcio Talarico e da técnica em metalurgia Rita de Cássia dos Santos Ribeiro.

Agradecemos também a Fundação CEFETMINAS.

REFERÊNCIAS

- 1 BENTO, C.A.S. **Estudo da Interface Ti-6Al-4V/TiO₂ por Microscopia Eletrônica de Varredura**. 2000. Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2000.
- 2 RATNER, B.D., HOFFMAN, A.S., SCHOEN, F.J., LEMONS, J.E., **Biomaterials science: an introduction to materials in medicine**, Orlando: Academic Press, 1996.
- 3 POHLER, O. E. M., 1986. Failure of metallic orthopaedic implants. In: **Metals Handbook (American Society for Metals – ASM, ed.)**, v. 11, p. 668- 694. 9th Ed. Metals Parks: ASM International
- 4 DUMBLENTON, J. H. & MILLER, E. H., 1975. Failure of metallic orthopaedic implants. In: **Metals Handbook (American Society for Metals – ASM, ed.)**, v. 10, p. 571-580. 8th Ed. Metals Park: ASM International.
- 5 CAMPBELL, P.; MICKELLOP, H.; ALIM, R.; MIRRA, J.; NUTT, S.; DORR, L. & AMSTUTZ, H. C., 1999. Metal-on-metal hip replacements: Wear performance and cellular response to wear particles. In: DISEGI, J.A.; KENNEDY, R. L. **COBALT-BASE Alloys for Biomedical Applications**, ASTM: STP 1365, p. 193-209, Philadelphia: ASTM.
- 6 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.
- 7 ORÉFICE, Rodrigo Lambert; PEREIRA, Marivalda de Magalhães; MANSUR, Herman Sander. **Biomateriais: fundamentos e aplicações**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006. 538p.
- 8 CORREA, Elaine Carballo Siqueira; AGUILAR, Maria Tereza Paulino; CETLIN, Paulo Roberto. The influence of cyclic straining on the work hardening behavior of AISI 304 stainless steel bars in multiple-pass drawing. **Science Direct**, Belo Horizonte, v. 106, p. 95-101. 2007.
- 9 D.J. Berry, Cemented Femoral Stems, **J. of Arthroplasty**, 19(4), S.1, pp.83-84, 2004.
- 10 D-G. Kim, M.A. Miller, K.A. Mann, A fatigue damage model for the cement-bone interface, **Journal of Biomechanics**, 37, pp.1505-1512, 2004.
- 11 B. Latham, T. Goswami, Effect of parametric parameters in the design of hip implants paper IV. **Materials & Design**, 25, pp.715-722, 2004.