

38. Cong. Anual ABM

Jul. 1983

S.P.

v. 3

BR 8409828

INIS-BR-201

ÇOS INOXIDÁVEIS CONTENDO NÍOBIO
DESTINADOS A IMPLANTES(*)

JOÃO MANUEL D.A. ROLLO(**)

RESUMO

Os materiais frequentemente utilizados nas últimas duas ou três décadas para a confecção de materiais para implantes são feitos segundo as especificações:

- a) A.S.T.M. (F.55-76, F.56-76, F.138-76, F.139-76), aços inoxidáveis.
- b) A.S.T.M. (F. 5-76, ligas de cobalto, cromo, molibdênio).
- c) A.S.T.M. (F.90-76), ligas de cobalto, cromo, tungstênio, níquel.
- d) A.S.T.M. (F.67-77), titânio puro.
- e) A.S.T.M. (F.136-70), ligas de titânio.

Foi nossa intenção, ao retomá-los, verificar a influência do nióbio como elemento de liga em aços inoxidáveis de classificação ANSI/ASTM F.55-76, comumente utilizado para a elaboração desses materiais.

O autor abrangeu o problema, substituindo, total ou parcialmente, o molibdênio deste aço por nióbio, comparando as propriedades mecânicas, de corrosão e biocompatibilidade e apontando as variáveis destas substituições, quando empregamos este novo material para a confecção de materiais para implantes.

(*) Contribuição técnica apresentada no XXXVIII Congresso Anual da ABM, São Paulo, Julho de 1983.

(**) Membro da ABM, Engenheiro de Materiais, M.Sc., Ph.D., Professor Assistente Doutor EESC-USP - São Carlos.

1. INTRODUÇÃO

As nossas investigações têm como objetivo estudar as reações mútuas entre os materiais de implantes e os tecidos, a fim obtermos um funcionamento tão prolongado quanto possível dos materiais metálicos utilizados para implantação permanente ou temporário. Com o propósito de encontrarmos o material adequado para esta aplicação, temos que recorrer à ciência dos materiais e, dentro desta modalidade, juntar a avaliação biológica e clínica deste material. Nosso objetivo central é encontrarmos um material que, em contato com o meio tecidual - uma solução de aproximadamente 1 molar de NaCl contendo ácidos orgânicos, proteínas, oxigênio dissolvido, nitrogênio e dióxido de carbono, Crimins (1969) - exiba alta resistência mecânica e à corrosão, além de baixo grau de toxidez, e que suporte grandes carregamentos cíclicos neste meio. Hostilidade e condições de carregamento complexo causam dois problemas familiares: corrosão, fadiga e suas interações, Lisagor (1975). Esses dois fenômenos são apontados como responsáveis pela degradação dos materiais de implantes, no organismo humano.

Talvez o mais sério problema dos aços inoxidáveis do tipo 316 seja a sua suscetibilidade à corrosão sob contato. Incidências desse tipo de corrosão em implantes cirúrgicos foram apontados por Scales et al, em 1959. O estudo de Scales reportou a presença de corrosão sob contato em 24% das placas e parafusos confeccionados com o aço do tipo 316, que eram removidos dos pacientes. O mesmo autor registrou, ainda, 51% desse tipo de corrosão no aço tipo 18-8.

Constitui-se um dos nossos objetivos, ao retomarmos o assunto, tentar fabricar, no Brasil, um novo material para aplicação em implantes ortopédicos temporários ou permanentes, como é o caso dos fios para fixação intramedular, fios para cerclagem, placas de os -

teossíntese, parafusos ortopédicos, etc. Uma alternativa que não foi ainda explorada é a obtenção de aços inoxidáveis austeníticos contendo nióbio e elaborados pelo processo a vácuo, pois o conteúdo de inclusões desempenha um papel predominante na resistência à corrosão e fadiga, Bukalil (1977). Esta substituição tem como uma de suas metas oferecer uma estabilização no filme passivo mais acentuada que o molibdênio, pois o aço do tipo 316 LVH, que é o material mais empregado para a confecção de materiais para implante, mostra-se insuficiente quanto à corrosão sob contato. Por outro lado, não podemos deixar de levar em consideração que o molibdênio está se tornando escasso, Gray (1980), e o Brasil é o maior produtor mundial de nióbio.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1- Preparação das Ligas

O objetivo central do trabalho é substituir, parcial ou totalmente, o molibdênio do aço austenítico de classificação ANSI/ASTM F.55-76 por nióbio, analisando para cada substituição, as propriedades mecânicas, metalográficas e biocompatíveis, e empregando como elemento comparador o aço tradicionalmente utilizado para a fabricação de materiais para implantes, Colangelo et al (1971).

Para acompanharmos a influência deste elemento como futuro candídato a substituir o molibdênio, fizemos uma corrida do aço de classificação ANSI/ASTM F.55-76, possibilitando, desta forma, estipularem-se comparações que irão do forjamento do lingote até o estudo da biocompatibilidade.

2.1.1- Fundição das Ligas

O tipo de forno utilizado, foi o de indução sob vácuo, de fa-

bricação da GCA Corporation Vacuum Industries Division, Série 4300, Modelo 6054-2.

Fizemos quatro carregamentos, sendo cada um deles de 22 kg, com as composições e conteúdo de inclusões representados pela Tabela I.

Para facilitar a descrição dos nossos achados, designaremos por "A" a composição do aço de classificação ANSI/ASTM F.55-76, liga que estamos utilizando como controle, e por "B", "C" e "D" as ligas que contêm nióbio e que são objetos de estudo.

2.1.2- Forjamento e Tratamento Térmico

As ligas "B", "C" e "D" (as quais contêm nióbio), permaneceram por três horas a uma temperatura de 1200 °C, sendo encaminhadas, posteriormente, para o forjamento, enquanto que a liga "A" foi deixada por apenas uma hora à temperatura de 1200 °C antes de ser encaminhada para o forjamento. Para realizar esta operação de aquecimento dos lingotes, usamos um forno tipo "Globar"; paralelamente ao aquecimento, injetamos nitrogênio.

As barras com secção quadrada (2 cm x 2 cm) foram mantidas novamente por uma hora à temperatura de 1200 °C; logo a seguir, foram resfriadas em água fria.

2.2- Metalografia

2.2.1- Microscopia Ótica

As amostras (Tabela I) foram retiradas da parte central das barras longitudinalmente, embutidas em resina e polidas eletroliticamente com uma solução aquosa de 10% de ácido oxálico.

As fotomicrografias foram obtidas, usando-se uma máquina fotográfica KODAK acoplada a um microscópio ótico "Vickers Photoplan".

2.2.2- Análise por microscópio eletrônico de varredura e Análise semi quantitativa por Microsonda eletrônica

As amostras, depois de embutidas em resina e polidas mecanicamente, foram examinadas no microscópio eletrônico de varredura, Jeol JXA - 50A. O instrumento, neste caso foi usado essencialmente como um microscópio de alto poder de resolução, obtendo-se imagens de elétrons secundários.

A análise semi quantitativa por microsonda eletrônica foi feita utilizando-se o mesmo equipamento básico JEOL JXA - 50A, provido, porém, além de dois espectrômetros, de um sistema de análise por dispersão de energia de Raio-X (EDS).

Os tipos de análise realizadas em todas as amostras (Tabela 1) examinadas foram: perfis de análise dos elementos Cr, Mo e Nb ao longo de uma linha de referência R e análise semi quantitativa por EDS dos diversos microconstituintes de cada liga estudada.

2.3- Ensaios Mecânicos

2.3.1- Ensaio de tração

Os corpos de prova para o ensaio de tração foram usinados com a sua dimensão maior, na direção paralela à direção de forjamento.

Os ensaios foram realizados segundo a norma MB-4/1976 em uma máquina Instron, modelo TT-DML, impondo-se a velocidade do travessão a 2 cm/min e utilizando-se uma célula de carga de 10.000 kg. A deformação até aproximadamente 0,2% foi medida por meio de um extensômetro do tipo resistivo de comprimento inicial 25 mm, fixado no comprimento de medida do corpo de prova.

2.3.2- Ensaio de Fadiga

Os corpos de prova para os ensaios de nucleação de trinca por

fadiga foram usinados com a dimensão maior, paralela à direção de forjamento, tiveram um acabamento superficial até lixa grana 600 e foram posteriormente polidos com óxido de cromo. Todos os ensaios foram realizados no meio ambiente (aproximadamente 25 °C) e o valor adotado para R foi -1. Usando uma máquina de flexão rotativa, modelo-200, impondo-se 6000 rpm.

2.3.3- Ensaio de Dureza e Impacto

Os ensaios de dureza foram realizados segundo a norma MB-358/68. Para a sua realização, utilizamos um equipamento Otto-Wolpert-Merke.

Os corpos de prova para os ensaios de impacto de Charpy foram usinados com a sua dimensão maior, paralela à direção de forjamento, sendo que conduzimos os ensaios segundo a norma ASTM-E-23/72; utilizamos uma máquina AMSLER com martelo para energia de impacto de 30 Kgf.m.

2.4- Inserção dos implantes experimentais

Testamos a biocompatibilidade e citotoxicidez das ligas obtidas, inserindo implantes experimentais, Muller et al (1979), no terço médio de fêmures de coelhos. Fixamos a placa através de dois parafusos, cujas dimensões e detalhes estão representados pela Figura 1.

Implantamos ao todo 72 peças, e dividimos os animais em três grupos experimentais:

- 1) 4 coelhos tiveram a inserção de 4 placas e 8 parafusos com a composição "B" na região medial do fêmur direito.
- 2) 4 coelhos tiveram a inserção de 4 placas e 8 parafusos com a composição "C" na região medial do fêmur direito.
- 3) 4 coelhos tiveram a inserção de 4 placas e 8 parafusos com a composição "D" na região medial do fêmur direito.

No fêmur esquerdo de todos os animais inserimos placas e para fusos com a composição "A", material que estamos utilizando como controle.

2.4.1- Técnica cirúrgica de implantação das placas

As placas foram implantadas, após indução anestésica com Nembutal via intra-venosa.

Foi feita a tricotomia desde a região lombar, direita e esquerda, descendo até a parte distal do fêmur; assepsia do campo operatório com álcool iodado. A seguir, fizemos uma incisão na pele e tecido subcutâneo na região lateral do fêmur e, posteriormente, a incisão da fácia muscular. Executamos o afastamento dos músculos. Exposemos o osso e mantivemos os planos musculares, com afastador mantenedor. Removemos o periosteio, colocamos como gabarito para a furação da cortical a própria placa e furamos com uma broca de 1,5 mm de diâmetro. Passamos o "macho" 3/32 no furo da broca. Colocamos a placa. Suturamos os planos internos e externos.

Não foi feita a imobilização gessada do animal.

Finalmente, para o controle pós-operatório, foi feita imediatamente uma radiografia, usando um aparelho médico convencional (Figura 2).

Decorridos 120 dias da cirurgia os animais foram sacrificados e todos os fêmures contendo os implantes experimentais foram conduzidos para o exame histológico (Figura 3).

2.5- Teste de corrosão

As curvas de polarização foram traçadas para as ligas "A", "B", "C" e "D" (Tabela I), em um meio que simula o meio tecidual do corpo, que é uma solução aquosa de 1 m NaCl. Utilizamos um aparelho tipo Corroscript, procedência Tacussel, que possui basicamente um

potenciostato modelo 10-0.5, um milivoltímetro tipo MVR 79 e um registrador tipo EPL 2B. Utilizamos um contra eletrodo de platina e um eletrodo de referência de calomelano.

As curvas foram traçadas por medidas ponto a ponto, em um intervalo de 5 minutos por medida. Tal procedimento se faz necessário, pois, para medirmos a resistência da camada protetora, necessitamos varrer o potencial entre uma faixa de -1,0 V a 0,35 V, porquanto alguns trabalhos por nós consultados, Wilde et al (1971), Sury et al (1977), demonstraram que esta é a faixa aconselhável para determinarmos os valores dos potenciais de pite (E_c) e potenciais de repassivação (E_p) para os aços inoxidáveis, em meios salinos.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1- Metalografia

O aspecto da microestrutura da liga "A", Figura 4, é de austenita com pequena quantidade de ferrita e inclusões. A estrutura é de aço inoxidável austenítico.

O aspecto das microestruturas, figuras 5, 6 e 7 ligas "B", "C" e "D" é de austenita com precipitados de nióbio e pequena quantidade de inclusões. As estruturas destes materiais são de aço inoxidável austeníticos. Evidenciamos claramente o aumento do número de precipitados ricos em nióbio, quando aumentamos a porcentagem deste elemento de liga.

As amostras foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura e microsonda eletrônica com a finalidade de observarmos o tamanho, forma e distribuição dos precipitados, como também as zonas empobrecidas de cromo em todas as matrizes.

A Tabela II apresenta os resultados da análise semi-quantitativa das matrizes e dos precipitados presentes nas ligas.

Os resultados conduzem a:

1. um achado frequente é a presença de precipitados ricos em nióbio nas ligas "B", "C" e "D";

2. existe uma fraca tendência da ocorrência de precipitados de molibdênio e nióbio, indicando, em primeira aproximação, que o molibdênio e o nióbio agem independentemente, quando adicionado em aços inoxidáveis austeníticos de baixo carbono;

3. em todas as amostras analisadas, observamos que a porcentagem de cromo é menor nos precipitados do que nas matrizes, o que indica, em primeira aproximação, que não tivemos zonas consideradas empobrecidas de cromo em todas as extensões das matrizes, não influenciando grandemente no grau de inoxidabilidade dos aços ao nióbio;

4. a concentração de ferro foi mais elevada na liga "C";

5. evidência, através da análise semiquantitativa das amostras "B", "C" e "D", a presença de precipitados "metálicos";

6. as inclusões presentes em todas as ligas são ricas em cromo;

7. o número de inclusões é maior na liga "A".

A forma, distribuição e tamanho dos carbonetos das ligas em estudo variaram acentuadamente. As fotomicrografias (Figuras 8, 9 e 10), obtidas após polimento para obter carbonetos em relevo, revelaram a presença de carbonetos idiomórficos, ricos em nióbio. Depois de serem identificados e possuindo as mesmas características, achamos necessário executar o mapeamento de uma das composições. Elegemos a liga "D" para este estudo. A técnica de mapeamento não se mostrou particularmente útil na análise da distribuição dos elementos de liga, a não ser no caso específico, onde a concentração local do elemento era muito grande.

3.2- Ensaios Mecânicos

A Tabela III apresenta os resultados obtidos nos ensaios. Os

resultados são a média de três ensaios. Os desvios dos valores foram da ordem de 2%.

Efetivamente ocorreu um aumento nos limites de escoamento (σ_e) e nos limites de resistência (σ_r), quando comparamos a liga "A" com as que contêm nióbio, ligas "B", "C" e "D". Contudo, nota-se um decréscimo nos parâmetros de ductilidade, o que é plenamente justificável, tendo em vista o aumento no limite de resistência dos materiais que contêm nióbio.

Os resultados de resistência ao impacto das ligas "A" e "D" aproximadamente igualam-se quando substituímos totalmente o molibdênio do aço de classificação ANSI/ASTM f.55-76 por 1,12% de nióbio; por outro lado, os resultados tornam-se significativos, quando aumentamos a porcentagem deste elemento, ligas "C" e "D", o que é plenamente justificável, tendo em vista o número de precipitados.

Os níveis de tensão de 300 MN/m² e 290 MN/m² foram escolhidos para os ensaios das ligas "A" e "B" enquanto adotamos os níveis de 330 MN/m² e 345 MN/m² para as ligas "C" e "D".

Ensaíamos cinco corpos de prova cada composição dos níveis de tensões especificados acima. A distribuição log-normal foi adotada para a análise estatística dos resultados Havelock (1975). Os demais pontos não sofreram tratamento estatístico, pois este método é utilizado quando temos, no mínimo, cinco corpos de prova.

Com respeito ao comportamento das curvas, concluímos que as ligas "C" e "D", as quais contêm nióbio (Tabela I), apresentam níveis de tensões maiores para os mesmos números de ciclos. Acrescentamos, também, que os limites de fadiga para 10⁶ ciclos são superiores às demais ligas.

3.3- Teste de corrosão

Como é do nosso interesse substituir parcial ou totalmente o

molibdênio por nióbio do aço inoxidável austenítico de classificação ANSI/ASTM F.55-75 e propor este novo material para a fabricação de materiais para implante, avaliamos os valores dos potenciais de formação de "pitting" (E_c) e de repassivação (E_p), das ligas em estudo.

Os resultados estão expressos na tabela abaixo, onde a diferença E_c-E_p indica a resistência do material à corrosão por "crevice", enquanto que os valores de E_c indicam a resistência das ligas a corrosão por "pitting" Wilde et al (1971).

TABELA IV- Resultados dos Potenciais de "Pitting" e "Crevice"

LIGA	E_c	-	E_p	DIFERENÇA
A	+ 0,26	-	(-0,32)	0,58 V
B	+ 0,3	-	(-0,3)	0,60 V
C	+ 0,3	-	(-0,32)	0,62 V
D	+ 0,24	-	(-0,22)	0,46 V

Nas condições experimentais do presente trabalho, notamos que a substituição parcial de um elemento pelo outro (liga D) apresenta um potencial de formação de "pitting" menor que os demais, ao passo que o seu poder de repassivação é melhor, o que indica uma melhora da resistência à corrosão por "crevice"; por outro lado, não notamos diferenças significativas para as demais ligas.

Observamos que o nióbio serve como elemento coadjuvante para a estabilidade do filme passivo, ao passo que esta liga é, em pequena quantidade, suscetível à corrosão por "pitting" em relação aos demais, fato este plenamente justificável, tendo em vista o aumento do número de precipitados nela presentes.

Por outro lado, os testes de corrosão não revelaram diferenças significativas, com respeito à corrosão, entre as ligas "A",

"B" e "C"; entretanto, a liga "D", na qual substituímos parcialmente o molibdênio pelo nióbio, apresentou potenciais de repassivação ligeiramente superiores às demais ligas.

3.4- Avaliação Radiográfica e Histológica

Dois aspectos radiográficos puderam ser notados na maioria dos espécimens estudados. O primeiro foi a imagem radiográfica de tecido ósseo em extensões variáveis na placa. O segundo aspecto importante foi a formação de tecido ósseo em extensões variáveis na placa. O segundo aspecto importante foi a formação de tecido ósseo nas espiras dos parafusos, evidenciando que, no período experimental escolhido 120 dias, as ligas apresentaram o mesmo comportamento com relação à formação de tecido ósseo nas espiras dos parafusos, não havendo diferenças visíveis entre as quatro ligas estudadas (Figura 11).

Nos implantes experimentais examinados histologicamente, evidenciamos, também, que, não ocorrendo a formação de tecido ósseo, temos a formação de uma cápsula conjuntiva, com espessura variável, porém expressiva e madura.

Dos 72 espécimens examinados, 68 apresentaram aspectos histológicos de: a) formação de cápsula conjuntiva ao redor do implante, evidenciando a presença maciça de fibroblastos e fibras colágenas; b) formação de tecido ósseo ao redor da placa e/ou da espira do parafuso. Apenas quatro apresentaram inflamação crônica, com presença de micro abscessos.

A fagocitose foi constante em todos os casos examinados, variando, porém, a sua intensidade, independente da região em contato com o implante experimental. Ressaltamos, porém, que não evidenciamos a presença de microorganismo nesse espécimen inflamado, ao avaliarmos, em corte seriado de 5 micra, utilizando a coloração de gram, Scales (1959).

A fagocitose foi evidente em várias áreas onde ocorreu a formação de tecido ósseo em torno da prótese, como também onde existia a formação de cápsula conjuntiva. Com a evidência da fagocitose em diversos níveis próximos ou distantes do implante, notamos, também, a presença de partículas metálicas de vários tamanhos, com um padrão que evidencia "break-down" dos fragmentos dos metais, não havendo, entretanto, evidências de diferenças de comportamento entre as ligas estudadas, para o período experimental de 120 dias.

Ressaltamos, também, que as ligas estudadas são bio compatíveis, pois não notamos diferenças significativas entre elas quando substituímos parcial ou totalmente o molibdênio por nióbio. Estes resultados vêm colaborar com os testes de corrosão, nos quais não verificamos diferenças expressivas no tocante às ligas estudadas. Salientamos, porém, que em quatro casos detectamos inflamação mas não infecção, ao passo que 68 espécimens permaneceram normais.

4. CONCLUSÕES

1. Os limites de fadiga, escoamento e ruptura são maiores quando comparados com a liga "A";
2. A resistência ao impacto das ligas com as composições "C" e "D" é inferior às demais ligas;
3. Evidenciamos, nas ligas "B", "C" e "D", precipitados metálicos;
4. Existe uma fraca tendência da ocorrência de precipitados ricos em molibdênio mais nióbio;
5. A liga "A" não apresentou precipitados, mas o número de inclusões ricas em cromo é grande;
6. A porcentagem em peso de nióbio mais molibdênio não deve

ultrapassar a 3,0%, para evitar a obtenção de um material frágil, o que impedirá, por certo, operações de conformação deste material;

7. O nióbio, quando adicionado ao aço AISI 316-L, fundido sob vácuo, serve como elemento coadjuvante para a estabilidade do filme passivo;

8. Encontramos padrões de fagocitose em todas as ligas estudadas, sem diferenças significativas entre elas;

9. As ligas podem ser consideradas bio compatíveis no período experimental de 120 dias.

AGRADECIMENTOS

A concretização deste trabalho foi possível graças:

- Ao Conselho Nacional de Pesquisa - CNPq
- A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP
- Companhia Brasileira de Metalurgia e Mineração - CBMM

BIBLIOGRAFIA

BUKALIL, R.H. - Análise de qualidade de materiais de implantes cirúrgicos. In: Congresso de Engenharia Biomédica, 4, São Paulo. Out. 1977. Anais. São Paulo. SBEB, 1977. p.141-149.

COLANGELO, V.J. et al - Journal Biomedical Materials Research, 3 247, 1969.

CRIMINS, D.S. - The selection and use of materials for surgical implants. Journal of Metals, 21: 38-42, Jan. 1969.

GPAY, A.G. - Materials substitution. Challenge of the 80's. Metal

Progress, 117 (2): 32-37, Feb. 1980.

HAVELOCK, J.H. - The effects of pre-strain, both unidirectional and cyclic on the subsequent precipitation hardening and fatigue behaviour of aluminum alloy.

LISAGOR, W.B. - Corrosion and fatigue of surgical implants. ASTM Standartization News: 20-25, May, 1975.

MULLER, M.E. et al - Manual of internal fixation; Trad. by J. Schatzker. Berlin, Springer-Verlag, 1979. 409p.

SCALES, J.T. & SHIRLEY, H.T. - Corrosion of orthopedic implants, J. Bone J. Surg., 41B, (4): 810-820, Nov. 1959.

SURY, P. - Corrosion behaviour of cast and forged implant materials for artificial joints, particularly with respect to compound designs. Corrosion Science, 105: 917-938, 1977.

WILDE, B.E. e WILLIAMS, E. - The use of current/voltage curves for the study of localized corrosion and passivity break down on stainless steels in chloride. Electro Chemica Acta 16: 1971-1985, 1971.

ABSTRACT

The materials that have often been used, during the last two or three decades, to carry out materials for implants are made according to the following specifications:

- a) A.S.T.M. (F.55-76, F.56-76, F.138-76, F.139-76) stainless steels.
- b) A.S.T.M. (F.75-76), cobalt-chromium-molybdenum alloys.
- c) A.S.T.M. (F.90-76), cobalt-chromium-tungsten-nickel alloys.

d) A.S.T.H. (F.67-77), unalloyed titanium.

e) A.S.T.H. (F.136-70), titanium alloys.

It was the purpose of retaking them, to verify the niobium influence as alloy element in ANSI/ASTM F.55-76 classification stainless steels, usually used for these materials elaboration.

~~The author will approach~~ The problem by substituting molybdenum total or partially for niobium, by comparing the mechanical and corrosion properties, and biocompatibility; by pointing out the variables of these substitutions, when we employ this new material to perform materials for implants. (author).

TABELA I - Composição química das ligas estudadas
(% em peso)

LIGAS	C	Mn	Si	Cr	Ni	Mo	Nb	P	S	N
A	0,014	1,36	0,36	18,00	12,84	1,90	-	0,017	0,02	0,0069
B	0,015	1,34	0,56	18,25	12,94	-	1,12	0,017	0,012	0,0143
C	0,019	1,32	0,37	17,40	12,47	-	2,03	0,020	0,018	0,0124
D	0,014	1,31	0,56	18,57	12,98	1,0	2,28	0,015	0,013	0,0135

+ is present.

TABELA II - Resultados da análise semi-quantitativa por microsonda eletrônica da matriz e dos precipitados

LIGAS	REGIÃO	Nb _{La} (%)	Mo _{La} (%)	Cr _{ka} (%)	Fe _{ka} (%)	Ni _{ka} (%)
A	I matriz	-	2,0	20,8	63,9	12,3
B	I matriz	1,0	-	23,2	63,7	12,0
	II precipitado	51,1	-	12,0	28,3	5,6
C	I matriz	1,0	-	20,4	66,3	12,3
	II precipitado	33,6	-	12,4	44,7	9,5
	III precipitado	45,6	-	12,1	34,3	7,9
	IV precipitado	22,4	-	15,8	51,5	10,3
D	I matriz	1,7	1,2	20,6	63,2	13,3
	II precipitado	51,1	1,0	11,3	28,6	8,0
	III precipitado	29,4	2,7	14,7	43,7	9,6

TABELA III - Resultados dos ensaios de tração, dureza e impacto das ligas "A", "B", "C" e "D"

LIGAS	σ_e (0,2%)	σ_R	ALONGAMENTO	ESTRICÇÃO	DUREZA	IMPACTO
	MM/m ²	MM/m ²	%	%	Rb	kg . m
A	199,40	548,52	67,90	74	65	11,9
B	235,84	559,79	59,15	73	71	11,0
C	225,89	577,11	67,56	64	73	7,5
D	267,06	605,23	52,95	63	83	5,7

LEGENDA DAS FIGURAS

- Figura 1** - Implante experimental.
- Figura 2** - Fotografia do Raio X do coelho nº 8.
- Figura 3** - Macrofotografia de corte transversal do fêmur de coelho, mostrando a prótese "in loco". Aumento 6 X.
- Figura 4** - Fotomicrografia de liga "A" - Austenita, pequena quantidade de ferrita e inclusões. Estrutura de aço inoxidável austeníticos. Ataque eletrolítico com ácido oxálico. Aumento 500 X. Secção longitudinal.
- Figura 5** - Fotomicrografia da liga "B" - Austenita, precipitados de nióbio e inclusões. Estrutura de aço inoxidável. Ataque eletrolítico com ácido oxálico. Aumento 500 X. Secção longitudinal.
- Figura 6** - Fotomicrografia da liga "C" - Austenita, precipitados de nióbio e inclusões. Estrutura de aço inoxidável austenítico. Ataque eletrolítico com ácido oxálico. Aumento 500 X. Secção longitudinal.
- Figura 7** - Fotomicrografia da liga "D" - Austenita, precipitados de nióbio e inclusões. Estrutura de aço inoxidável austenítico. Ataque eletrolítico com ácido oxálico. Aumento 500 X. Secção longitudinal.
- Figura 8** - Imagem de elétrons secundários da liga "B" - Aspecto da morfologia e distribuição dos carbonetos, após polimento para obter carbonetos em relevo. Aumento 1000 X.
- Figura 9** - Imagem de elétrons secundários da liga "C" - Aspecto da morfologia e distribuição dos carbonetos, após polimento para obter carbonetos em relevo. Aumento 1000 X.
- Figura 10** - Imagem de elétrons secundários da liga "D" - Aspecto da morfologia e distribuição dos carbonetos após polimento para obter carbonetos em relevo. Aumento 1000 X.

Figura 11 - Visão panorâmica da parte distal do parafuso, mostrando saliência de tecido ósseo e/ou conjuntivo ocupando as espiras. Coloração tricrômica de Masson. Aumento original de 10 X. Período de observação 120 dias.

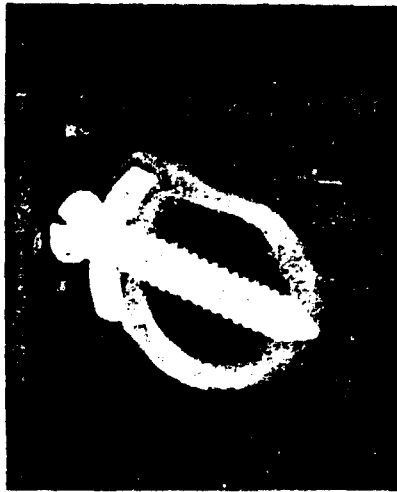


Figure 3

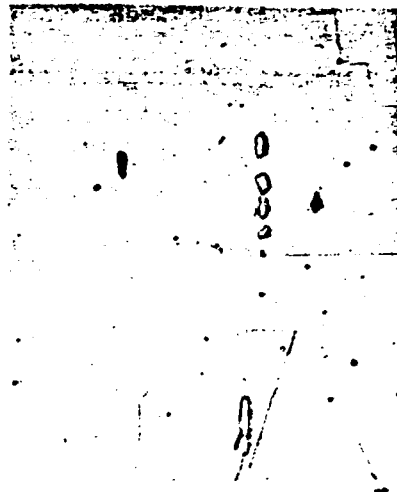


Figure 4

Figure 1

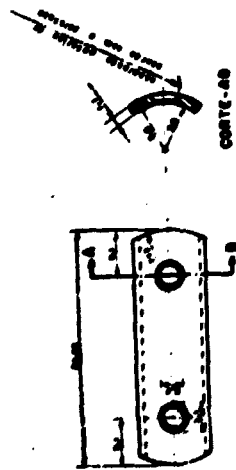


Figure 2



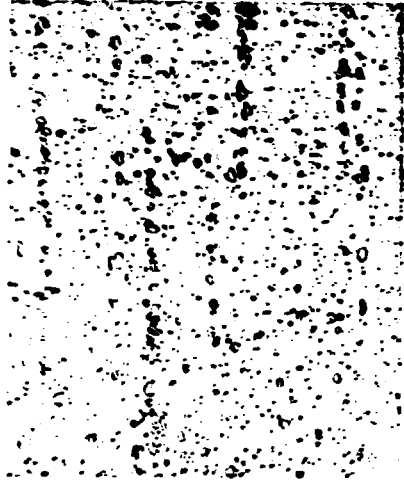


Figure 7



Figure 8



Figure 5



Figure 6

Figure 9



Figure 10

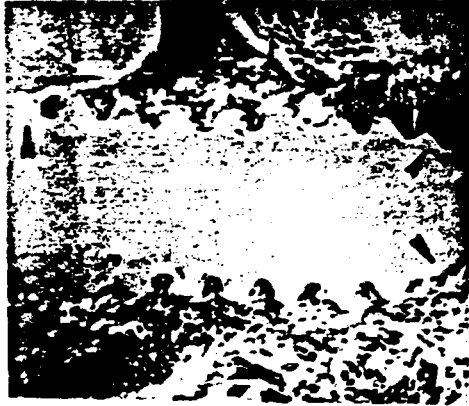


Figure 11