INTERCORR2008_097

Copyright 2008, ABRACO
Trabalho apresentado durante o INTERCORR 2008, em Recife/PE, no mês de maio de 2008.
As informações e opiniões contidas neste trabalho são de exclusiva responsabilidade do(s) autor(es).

Desenvolvimento de ligas Ti-Mo para aplicações biomédicas: Caracterização microestrutural e eletroquímica

Nilson T. C. Oliveira[1], Antonio C. Guastaldi [2]

Abstract

The Biomaterials Group have been develop Ti-Mo metallic alloys to be applied as biomaterials, from 6 to 20 Mo wt.%, using a arc melting furnace. Their chemical compositions and surfaces were analyzed by EDX, XRF, SEM, chemical mapping and showed that these alloys are homogeneous even in as cast conditions. The XRD analysis showed that the crystal structure of the alloys is sensitive to the Mo concentration; the α" phase is observed almost exclusively when the concentration of Mo added to the Ti reaches 6%. A significant retention of the β phase is observed for the alloy containing 10% Mo, while at higher Mo concentrations (15 and 20%), retention of phase β is only verified. Electrochemical behavior of pure Ti and Ti-Mo alloys was investigated as a function of immersion time in electrolyte simulating physiological media. Open-circuit potential values shows same tendency of spontaneous passivation for all metals studied, with better protection characteristic for Ti-15Mo alloys. EIS studies suggest that the spontaneous oxide film formed on the alloys is a compact layer, with the corrosion resistance improving with immersion time. The film with higher corrosion resistance was grown on Ti-15Mo alloy surface. Potentiodynamic polarization (v = 1,0 mV s^{-1}) showed a typical valve-metal behavior, with anodic formation of barrier-type oxide films, without pitting corrosion even after 360h of immersion in a chloride-containing solution. All these electrochemical results suggest that the Ti-15Mo alloy is promising to be applied in orthopedic devices, since electrochemical stability is directly associated with biocompatibility and is a necessary condition for applying a material as biomaterial.

Resumo

O Grupo de Biomateriais-UNESP vêm desenvolvendo ligas metálicas de Ti-Mo para serem aplicadas como biomateriais, com concentrações de Mo de 6 a 20 % m/m, empregando-se fusão em forno a arco voltaico. As composições químicas e superfícies foram analisadas por EDS, XRF, SEM e mapeamento elementar e esses resultados mostraram que estas ligas estão homogêneas mesmo no estado bruto de fusão. As análises por DRX mostraram que a estrutura cristalina das ligas é sensível à concentração de Mo; observa-se quase exclusivamente a fase α" quando a concentração de Mo é de até 6%. Uma retenção significativa da fase β é observada para a liga com 10% de Mo (liga α+β), enquanto que para concentrações maiores (15 e 20%) é verificada apenas a retenção da fase β. O comportamento eletroquímico do Ti puro e destas ligas foi investigado em função do tempo de imersão em eletrólito simulando o meio fisiológico. Os valores de E_{oc} indicaram que as ligas estudadas apresentam tendência à formação espontânea de óxidos, com melhores características protetoras para a liga Ti-15Mo. Os estudos por EIS mostraram que o óxido formado espontaneamente sobre as ligas é um filme de camada compacta e que a resistência

[1] Doutor, Eletroquímico – Pós-Doutorado – Instituto de Química – UNESP – Araraquara
[2] Professor Adjunto – Grupo de Biomateriais - Instituto de Química – UNESP – Araraquara

do mesmo aumenta com o tempo de imersão. O filme que apresentou maior resistência foi aquele formado sobre a liga Ti-15Mo. Os resultados obtidos por voltametria cíclica (v = 1,0 mV s^{-1}) mostraram que estas ligas não apresentaram transpassivação até potenciais de crescimento iguais a 8,0V, mesmo em presença dos íons Cl^-, evidenciando uma elevada resistência à corrosão mesmo após 360h de imersão em solução simulando o meio fisiológico. Todos os resultados sugerem que a liga Ti-15Mo é promissora para utilização em implantes ortopédicos, pois a estabilidade eletroquímica está diretamente associada com a biocompatibilidade e é uma condição necessária para a osseointegração.

Palavras-chave: Ligas Ti-Mo, ligas biocompatíveis, resistência à corrosão**..**

1 - Introdução

Titânio e suas ligas estão sendo estudados mais intensivamente nas últimas décadas como materiais para uso em implantes ortopédicos, dentários e outros dispositivos médicos tais como stents coronarianos [1]. Isto se deve à formação de um filme passivo em suas superfícies, constituído principalmente de TiO_2 amorfo, que é responsável pela resistência à corrosão em diversos meios, incluindo o corpo humano, e também a sua biocompatibilidade [2-3].

Recentemente, grande interesse tem sido observado no desenvolvimento de uma nova geração de materiais biocompatíveis e resistentes ao desgaste e corrosão [4]. Pesquisas em muitos biomateriais são feitas focando ligas de Titânio do tipo β, porque algumas variáveis de processo podem ser melhor controladas visando a obtenção de propriedades mecânicas desejadas. Por exemplo, baixo módulo de elasticidade, aumento na resistência à corrosão e melhora na resposta com tecidos são obtidas mais facilmente quando comparadas com ligas do tipo (α+β) [5]. Com isso, estão sendo desenvolvidas ligas de Ti do tipo β, apresentando baixo módulo de elasticidade e alta resistência, além de serem compostas de elementos não tóxicos tais como Nb, Ta, Zr, Mo, e Sn [6].

Recentemente, ligas Ti-Mo têm sido estudadas com enfâse em suas microestruturas e propriedades mecânicas [7-13], mas com poucos estudos relacionados a seus comportamentos eletroquímicos [13-17]. A resistência à corrosão da liga Ti-30Mo em HCL 35% foi estudada eletroquimicamente por SAKAGUCHI *et al.* [14], e os resultados mostraram que esta liga é mais resistente que Ti puro. HABAZAKI *et al.* [15], por sua vez, usando técnicas eletroquímicas encontrou que a estrutura de filmes anódicos formados sobre Ti pode ser modificada por incorporação de Mo vindo do substrato e filmes de óxidos amorfos e uniformes podem ser obtidos com relativa alta capacidade e baixa densidade de defeitos.

Considerando que existem poucos estudos sobre as ligas Ti-Mo e seu potencial para serem aplicadas como biomateriais, o objetivo deste trabalho foi obter ligas de Ti com diferentes concentrações de Mo, de 6 a 20 % (m/m), e realizar estudos eletroquímicos nas condições brutas de fusão, após diferentes tempos de imersão em solução simulando o meio fisiológico.

2 - Corpo do Trabalho

2.1 Materiais e métodos:

As ligas Ti-Mo de 6 a 20 % de Mo (% m/m) foram preparadas por fusão a arco voltaico, em atmosfera de argônio, seguindo procedimento descrito na literatura [13, 18], utilizando-se Ti e Mo comercialmente puros. Suas composições químicas e estruturas foram analisadas por Espectrometria de Energia Dispersiva – EDS, Fluorescência de raios X – XRF e Drifratometria de raios X. Deve-se ressaltar que todos os estudos apresentados neste trabalho foram realizados na estrutura bruta de fusão.

2.2 Estudos eletroquímicos com tempo de imersão prolongado

As ligas Ti-Mo com 6, 10, 15 e 20 % de Mo foram estudadas em função do tempo de imersão, até 360h, em solução simulando o meio fisiológico – Solução de Ringer (NaCl 8,61 g/L, $CaCl_2$ 0,49 g/L, KCl 0,30 g/L), feita com reagentes de grau P.A., mantida a 25 ^oC. Os estudos eletroquímicos foram realizados em uma célula eletroquímica convencional, com 0,44 cm^2 de área exposta ao eletrodo de trabalho, tendo como eletrodo de referência uma rede de platina e o eletrodo de calomelano saturado como referência.

O procedimento utilizado consistia em polir o eletrodo com lixa de granulação 1500, lavados com água destilada e deionizada (Milli-Q®), fixá-lo na célula eletroquímica contendo a solução eletrolítica, até um tempo máximo de imersão de 360h, realizando-se diferentes estudos citados nos itens a seguir.

a) Análises do potencial de circuito aberto

Medidas do potencial de circuito aberto, E_{oc}, para cada uma das ligas foram feitas imediatamente após o polimento das amostras, em solução aquosa naturalmente aerada, sem agitação. Os valores de E_{oc} foram monitorados continuamente durante a primeira hora de medida, e depois seus valores foram registrados após 24, 48, 72, 168, 240 e 360 h. De modo a verificar a reprodutibilidade dos resultados, este procedimento foi realizado quatro vezes para cada amostra.

b) Estudos por Impedância Eletroquímica

Medidas por Espectroscopia de impedância eletroquímica, EIS, foram feitas em potencial de circuito aberto, usando um sistema eletroquímico com um analisador de resposta de freqüência (FRA). Os espectros de impedância foram obtidos em uma faixa de freqüência variando de 100 kHz a 10 mHz, com um sinal AC de perturbação de 10 mV. Estes espectros foram obtidos nas soluções de teste em diferentes horas de imersão (1, 24, 48, 72, 168, 240 e 360 h).

c) Estudos por polarização potenciodinâmica

Estudos por polarização potenciodinamica foram realizados após 1 h e 360 h de imersão em ambas as soluções, para o Ti e as ligas Ti-Mo. As varreduras de potencial foram feitas a 1 mV/s de -0,8 V to 5,0 V *vs* SCE usando um potentiostato/galvanostato Solartron 1287.

3 – Resultados:

3.1 Caracterização das ligas

Após a fusão das ligas, foram analisadas a composição real, a homogeneidade e as microestruturas das mesmas no seu estado bruto de fusão [13].

a) Análise química

A composição real das ligas Ti-Mo foi obtida utilizando-se as técnicas de Espectrometria de Energia Dispersiva – EDS e Fluorescência de raios X – XRF. Os resultados obtidos por estas técnicas nas análises em diferentes pontos indicaram que a composição está próxima à nominal para todas as ligas (dentro do erro experimental), conforme mostrado na Tabela 1. Apenas a liga Ti-20Mo apresentou uma diferença ligeiramente maior, cerca de 2%, em relação à composição nominal. A presença do principal contaminante encontrado para o Ti (grau 2), que é Fe, também foi analisada e verificou-se

que em todas as ligas foi encontrado Fe em pequenas quantidades, com valores menores do que o exigido pela norma ASTM F-67 relativas a ligas de Ti a serem usadas como biomaterial (Fe < 0,30 % m/m). Os estudos por mapeamento elementar, confirmaram a homogeneidade das ligas, mostrando distribuição uniforme do molibdênio sobre a superfície das mesmas [13].

TABELA 1: Análise química das ligas Ti-Mo empregando-se EDS e XRF.

Liga	EDS	XRF
Composição nominal	Mo (m/m %)	Mo (m/m %)
Ti-6Mo	6,5	6,3
Ti-10Mo	9,7	10,1
Ti-15Mo	13,1	14,6
Ti-20Mo	17,8	18,2

b) Caracterização das ligas por difração de raios X – DRX

Os resultados obtidos no presente trabalho mostraram que a estrutura cristalina das ligas binárias Ti-Mo é sensível à porcentagem de molibdênio na liga (Fig. 1). Comparando-se os resultados obtidos para as diferentes ligas, pode-se observar que as ligas com concentração de Mo entre 6 e 10 % apresentaram resultados semelhantes entre si, com a presença predominante das fases hexagonal α' e ortorrômbica α'', enquanto que as ligas com 15 e 20 % apresentaram apenas a fase β retida [13].

Estes resultados estão coerentes com os apresentados por Ho *et al.* [19], onde os autores verificaram que a estrutura do Ti cp. consiste totalmente em uma fase hexagonal α' e quando a concentração de Mo adicionado ao Ti atinge 6% uma fase ortorrômbica α'' é observada nas ligas com estrutura bruta de fusão. Aumentando-se um pouco mais a quantidade de Mo (~ 8,0 %) tem-se quase que totalmente a fase α''. Por fim, quando a quantidade de Mo está acima de 9 % é verificada a retenção de uma significativa quantidade da fase β e em concentrações maiores de 10 % de Mo, apenas a fase β retida é verificada no espectro de raios X.

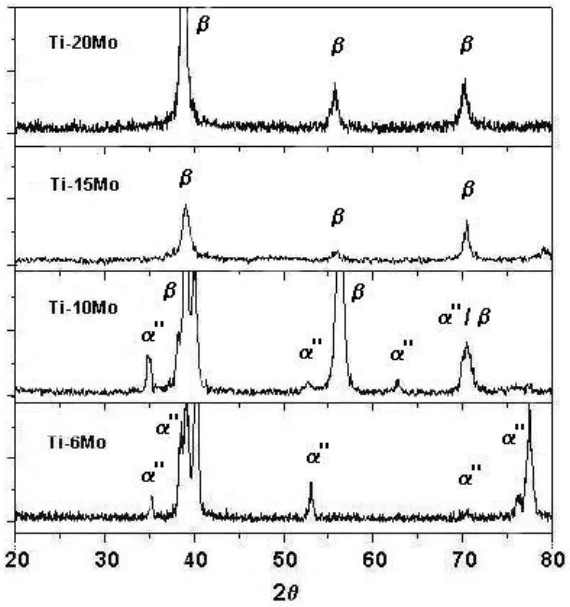

FIGURA 1: DRX obtidos para as ligas Ti-Mo.

3.2 estudos eletroquímicos com tempo de imersão prolongado

Para caracterizar o comportamento das ligas Ti-Mo e do Ti cp, foram realizados estudos eletroquímicos das mesmas em função do tempo de imersão, em solução simulando o meio fisiológico,

a) Potencial de circuito aberto

Como pode-se notar, Fig. 2, E_{oc} muda rapidamente para valores mais positivos durante a primeira hora de imersão. Em seguida, E_{oc} muda mais lentamente até atingir um potencial quase-estacionário em 72 h, não mudando significativamente após este tempo. Este fato indica que um filme de óxido formado espontaneamente está passivando a superfície dos metais e que todas as ligas Ti-Mo e o Ti cp sofrem passivação espontânea em solução fisiológica de Ringer.

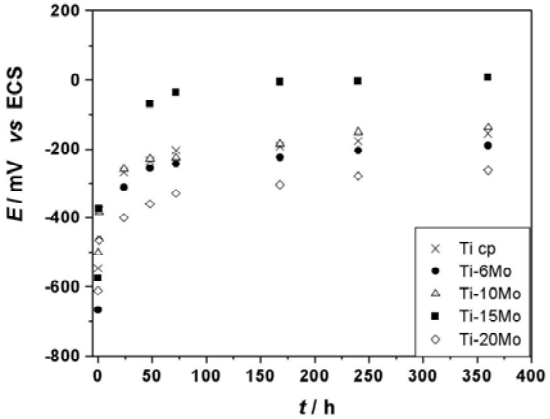

FIGURA 2: Perfil do potencial de circuito aberto *vs* tempo para o Ti puro e ligas Ti-Mo 6, 10, 15 e 20 % de Mo após diferentes tempos de imersão em solução fisiológica de Ringer.

Comparando-se os valores de E_{oc}, pode-se notar que a liga Ti-15Mo apresenta os valores mais positivos, enquanto que as ligas Ti-6Mo e Ti-10Mo e o Ti puro apresentam valores semelhantes e por fim a liga Ti-20Mo mostra os valores mais negativos. Estes resultados mostram que a adição de Mo ao Ti puro até 15% em massa, a princípio, parece melhorar as características de proteção dos seus filmes de óxidos espontâneos. Entretanto, para concentrações mais altas de Mo, o efeito é inverso, fazendo com que E_{oc} para a liga Ti-20Mo apresentem os valores menos nobres do que os dos outros materiais estudados.

b) Estudos por Impedância Eletroquímica

Espectros de impedância para o Ti puro e as ligas Ti-Mo com diferentes horas de imersão (1, 24, 48, 72, 168, 240, e 360 h) em solução de Ringer são apresentados como diagramas Bode, mostrados na Fig. 3 apenas para o Ti e as ligas com 6 e 15 % de Mo.

Estes diagramas apresentam baixos valores de impedância com 1 h de imersão, aumentando com o tempo, entretanto, nenhuma mudança significativa em seus comportamentos foi observada após 24h de imersão. Este fato pode ser devido a um completo recobrimento da superfície com camadas de óxidos recém-formadas espontaneamente [2].

Os diagramas de Bode, Fig. 3, em um intervalo de freqüência entre 100 kHz e 10mHz apresentam apenas uma única constante de tempo e uma resposta quase capacitiva com o ângulo de fase próximo a 80° e uma variação linear do log |Z| com log *f*, em um grande intervalo de freqüência, com coeficiente linear próximo a 1. O ângulo de fase observado em baixas freqüências para imersão imediata foi próximo a 40 graus. Entretanto,

em freqüências intermediárias, o ângulo de fase vai para 80 graus e permanece constante em um grande intervalo de freqüência. Após 24 h de imersão, o ângulo de fase permanece próximo a 80 graus mesmo em baixas freqüências, indicando uma resposta quase-capacitiva para todos os metais estudados em ambas as soluções.

Altos valores de impedância (na ordem de 10^6 cm^2) foram obtidos entre medias e altas freqüências para todas as amostras, sugerindo alta resistência à corrosão nos eletrólitos usados, sendo indicativo da presença de um filme de óxido passivo na superfície dos metais desde o inicio da imersão [2]. Este resultado suporta o comportamento passivo das ligas, indicados pelas medidas de potencial de circuito aberto (Fig. 2). Estudos preliminares de XPS indicam filme de TiO_2 predominantemente, com presença de Mo no filme de óxido.

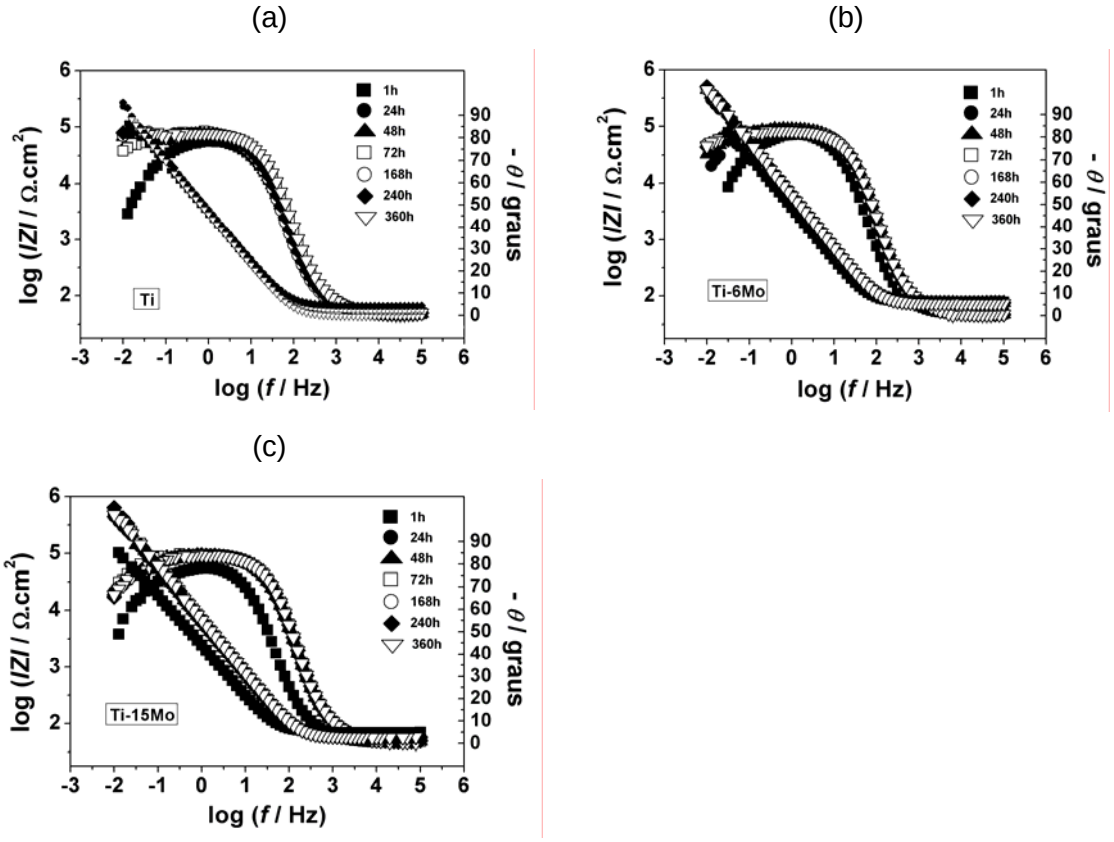

FIGURA 3: Diagrama Bode para Ti cp, Ti-6Mo e Ti15Mo após diferentes tempos de imersão em solução fisiológica de Ringer.

Seleção dos circuitos equivalentes

GONZALEZ *et al*. [20] propuseram R_s (Q R_p) como modelo de circuito equivalente para simular os dados de impedância nos casos onde um filme passivo único esta presente na superfície do metal. Este circuito tem sido usado geralmente para simular filmes de óxidos crescidos sobre ligas de Ti sob diferentes situações [2, 18, 20-22].

No presente trabalho, um ajuste satisfatório de todos os dados foi obtido usando um circuito simples R_s (Q R_p), Fig. 4, onde R_s e R_p são a resistência da solução e do filme passivo respectivamente, e Q é um elemento de fase constante (CPE) que leva em consideração o comportamento capacitivo do filme.

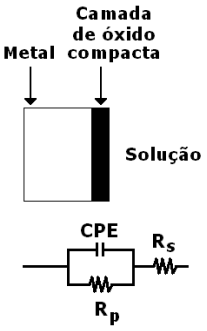

FIGURA 4: Circuito elétrico equivalente, $R_s(R_pQ)$, usado para simular os dados experimentais.

Na Fig. 5 é apresentada a variação da resistência do filme, R_P, para as diferentes ligas em função do tempo de imersão. Pode-se notar que R_P aumenta com o tempo de imersão, demonstrando que os filmes de óxidos formados espontaneamente sobre as ligas e o Ti cp se tornam mais resistivos com o tempo de imersão.

Finalmente, os valores de R_p para a liga Ti-15Mo mostraram que esta liga apresenta melhor resistência à corrosão e maior estabilidade do que as outras ligas estudadas até 360h de imersão, concordando com os resultados encontrados e apresentados nos itens acima.

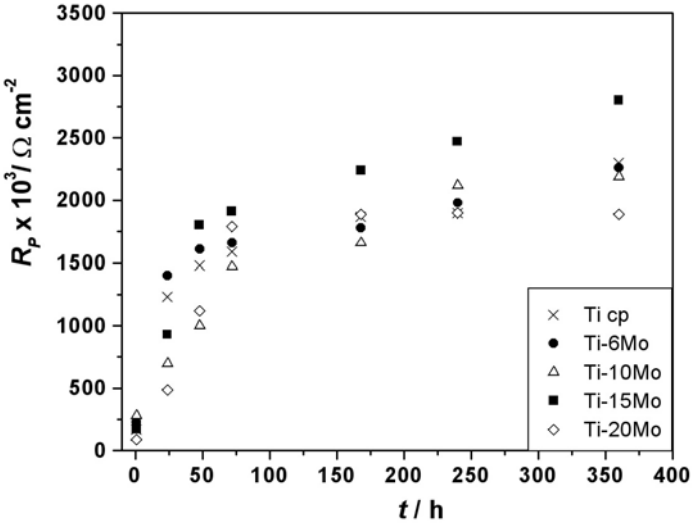

FIGURA 5: Resistência à polarização, R_P, para Ti cp e ligas Ti-Mo com 6, 10, 15 e 20 % de Mo após diferentes tempos de imersão em solução fisiológica de Ringer.

c) Estudos por polarização potenciodinâmica

Estudos por polarização potenciodinâmica foram realizados após 1 h e 360 h de imersão nas soluções citadas acima, para o Ti e as ligas Ti-Mo. As varreduras de potencial foram feitas a 1 mV/s de -0,8 V to 5,0 V *vs* SCE (Fig. 6).

Ambos os voltamogramas, após 1h e 360 h de imersão, mostraram um comportamento típico dos metais do grupo válvula [13, 18]. Pode-se notar que os perfis voltamétricos são típicos da formação e crescimento de um filme passivo sobre a superfície das ligas, em a ocorrência de transpassivação no intervalo de potenciais analisados, com a formação de um filme de óxido do tipo barreira, semelhante ao apresentado pelo Ti cp. Comportamento similar foi obtido por Oliveira *et al*. [18] para a liga Ti-50Zr nas soluções de NaOH 1 mol/L e em Na_2SO_4 0,15 mol/L e para a liga Ti-13Nb-13Zr em Na_2SO_4 0,15 mol/L, e por Oliveira *et al*. [13, 17] para ligas Ti-Mo, com experimentos realizados imediatamente após imersão nas soluções de Na_2SO_4 0,15 mol/L e Ringer.

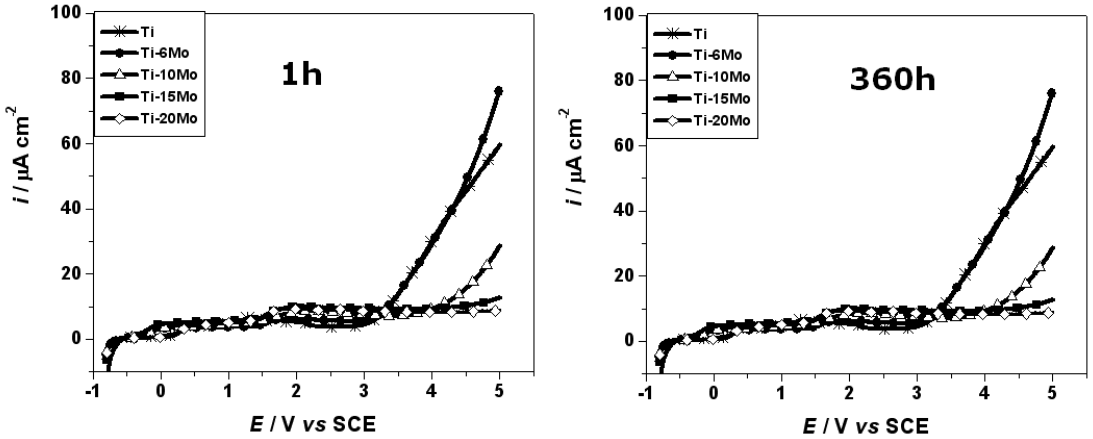

FIGURA 6: Polarização potenciodinâmica para Ti puro e ligas Ti-Mo com 6, 10, 15 e 20 % de Mo realizados após 1 h e 360 h de imersão em solução fisiológica de Ringer. v = 1 mV/s.

O aumento inicial na corrente anódica, começando em 0,3 V é seguido por uma região onde a densidade de corrente permanece quase constante até um potencial igual a 1,6 V (primeiro platô), o qual caracteriza espessamento do óxido. Após o segundo pico de corrente anódica, próximo a 2 V, a densidade de corrente cai para valores relativos ao segundo platô de corrente, relacionado a um posterior crescimento do óxido. Diferentes densidades de corrente entre o primeiro e o segundo platô podem indicar diferentes mecanismos de crescimento dos óxidos; consequentemente, uma transformação de fase no filme de óxido provavelmente ocorre a potenciais próximos a 2 V [21].

Um aumento localizado na corrente anódica foi observado entre 3,0 e 4,0 V (*vs* SCE), onde a reação de desprendimento de oxigênio ocorre [23] via transferência de elétrons através do óxido, sem dissolução transpassiva do titânio [21]. O aumento na corrente anódica inicia-se antes e é mais intenso para o Ti puro e ligas com menor concentração de Mo, mostrando que o Mo esta melhorando a resistividade dos filmes de óxido anódico. Em todos os casos, a densidade de corrente passiva, i_{pas}, correspondente ao segundo platô, foi baixa, (Tab. 2), com mesma ordem de magnitude, aproximadamente 10 µA, indicando que os filmes de óxido formados sob as condições analisadas conferem boa resistência à corrosão ao substrato metálico. Os valores de i_{pas} não mudam significativamente durante as 360 h de imersão, mesmo em solução contendo cloreto.

Estes resultados estão de acordo com os obtidos por SAKAGUCHI *et al.* [14], onde a resistência à corrosão de Ti-30Mo em HCl 35% foi estudada por análises eletroquímicas, mostrando que esta liga é mais resistente do que o Ti cp.

Tabela 2. Corrente passiva, i_{pas}, para o **Ti cp** e as ligas Ti-Mo com 6, 10, 15 e 20% de Mo em solução fisiológica de Ringer. v = 1mV/s.

Tempo / h	**i_{pas} / µA cm^{-2}**				
	Amostra				
	Ti	**Ti-6Mo**	**Ti-10Mo**	**Ti-15Mo**	**Ti-20Mo**
01	8,5	7,0	9,1	10,3	13,2
360	6,1	4,5	3,8	4,1	7,8

4.- Conclusões

As análises de composição química (XRF, EDS) e o mapeamento elementar mostraram que a composição real é próxima da nominal, além de mostrar que as ligas são homogêneas. Os resultados das análises por DRX mostraram que a estrutura cristalina das ligas binárias Ti-Mo é sensível à concentração de molibdênio na liga, com a presença predominante das fases hexagonal α' e ortorrômbica α" para concentrações de Mo entre 6 e 10 %, enquanto que entre 15 e 20 % apenas a fase β é verificada.

Estudos eletroquímicos em função do tempo de imersão para as ligas Ti-Mo em solução fisiológica de Ringer mostraram que um filme de óxido passivo formado espontaneamente sobre a superfície destas ligas apresenta alta resistência à corrosão e que a adição de Mo ao Ti até uma concentração de 15% em massa melhora as características de proteção destes filmes de óxido. Medidas de EIS mostraram que o filme de óxido formado espontaneamente sobre estas ligas consiste em um filme de camada compacta, cuja resistência de polarização aumenta com o tempo de imersão mesmo em soluções contendo cloreto, sendo que os valores mais altos são verificados para a liga Ti-15Mo.

Os resultados obtidos por voltametria cíclica (v = 1,0 mV s^{-1}) mostraram que estas ligas não apresentaram transpassivação, isto é ocorrência de corrosão por pites, até potenciais de crescimento iguais a 5,0V, mesmo em presença dos íons Cl^-, evidenciando uma elevada resistência à corrosão mesmo após 360h de imersão em solução simulando o meio fisiológico. Todos os resultados sugerem que a liga Ti-15Mo é promissora para utilização em implantes ortopédicos, pois a estabilidade eletroquímica está diretamente associada com a biocompatibilidade e é uma condição necessária para a osseointegração.

Referências bibliográficas

[1] Cai Z, Shafer T, Watanabe I, Nunn ME, Okabe T. Electrochemical characterization of cast titanium alloys. Biomaterials 2003; 24:213-218.

[2] TAMILSELVI S., RAMAN V., RAJENDRAN N., Corrosion behaviour of Ti–6Al–7Nb and Ti–6Al–4V ELI alloys in the simulated body fluid solution by electrochemical impedance spectroscopy. **Electrochim. Acta**, n. 52, p. 839–846, 2006.

[3] Geetha M, Kamachi Mudali U, Gogia AK, Asokamani R, Baldev Raj. Influence of microstructure and alloying elements on corrosion behavior of Ti-13Nb-13Zr alloy. Corr. Sci. 2004;46:877-892.

[4] Czarnowska E, Wierzchón T, Maranda-Niedbala A. Properties of the surface layers on titanium alloy and their biocompatibility in vitro tests. J. Mat. Proces. Tech. 1999;92-93:190-194.

[5] Kuroda D, Niinomi M, Masahiko M, Kato Y, Yashiro T. Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implants materials. J Biomed Mat Res 1995;29:943-950.

[6] NIINOMI M., KURODA D., FUKUNAGA K., MORINAGA M., KATO Y., YASHIRO T. & SUZUKI A. Corrosion wear fracture of new β type biomedical titanium alloys. **Mat. Sci. Eng**., n. A263, p. 193-199, 1999.

[7] SUGANO M., TSUCHIDA Y., SATAKE T., IKEDA M. A microstructural study of fatigue fracture in titanium-molybdenum alloys. **Mat. Sci. Eng**., N. A1-2, p. 163-168, 1998.

[8] Guo H., Enomoto M., Surface reconstruction associated with a precipitation in a Ti .Mo alloy. **Scripta Materialia,** n.54, p. 1409-1413, 2006.

[9] SUKEDAI E., YOSHIMITSU D., MATSUMOTO H., HASHIMOTO H., KIRITANI M., β to ω transformation due to aging in a Ti-Mo alloy deformed in impact compression. **Mat. Sci. Eng.A,** n. 1-3, p. 133-138, 2003.

[10] LIU Y., WEI W.F., ZHOU K.C., CHENL F., TANG H.P., Microstructures and mechanical behavior of PM Ti-Mo alloy. **J. Central South University of Technology,** v. 2, n. 10, p. 81-86, 2003.

[11] ZHANG L.C., ZHOU T., Aindow M., Alpay S.P., Blackbur M.J., Wu M.H., Nucleation of stress-induced martensites in a Ti/Mo-based alloy, **J. Mat. Sci**., n. 40, p. 2833-2836, 2005.

[12] ZHANG L.C., ZHOU T., ALPAY S.P., AINDOW M., WU M.H., Origin of pseudoelastic behavior in Ti–Mo-based alloys, **Applied Physics Letters**, n. 87, p. 241909-1-241909-3, 2005.

[13] OLIVEIRA N.T.C., ALEIXO G., CARAM R., GUASTALDI A.C., Electrochemical behavior of Ti-Mo alloys applied as biomaterials. **J. Mat. Sci. Eng.A**, n. 452-453, p 727-731, 2007.

[14] SAKAGUCHI S., NAKAHARA K., HAYASHI Y., Development of sintered Ti-30mass % Mo alloy and its corrosion properties. **Metals and Materials International**, v. 2, n.5, p. 193-195, 1999.

[15] HABAZAKI H., UOZUMI M., KONNO H., NAGATA S., SHIMIZU K., Formation of barrier-type amorphous anodic films on Ti-Mo alloys. **Surf. Coat. Tech**., n. 169-170, p. 151-154, 2003.

[16] POPA M.V., VASILESCU E., DROB P., VASILESCU C., The modelling of passive film formation on a new titanium industrial alloy in very aggressive media. **Revista De Chimie**, v. 56, n.9, p. 908-912, 2005.

[17] OLIVEIRA N.T.C., GUASTALDI A.C. Electrochemical behavior of Ti-Mo alloys applied as biomaterial. **Corr. Sci.**, 2008; ***in press***. http://dx.doi.org/10.1016/j.corsci.2007.09.009

[18] OLIVEIRA N.T.C., BIAGGIO S.R., PIAZZA S., SUNSERI C. & DI QUARTO F., Photo-electrochemical investigation of passive layers grown anodically on titanium alloys, **Electrochim. Acta**, v. 49, n.26, p. 4563–4576, 2004.

[19] HO W.F., JU C.P., CHERN LIN J.H., Structure and properties of cast binary Ti-Mo alloys. **Biomaterials**, n. 20, p. 2115-2122, 1999.

[20] GONZÁLEZ J.E.G., MIRZA-ROSCA J.C., Study of the corrosion behaviour of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications. **J. Electroanal. Chem**., n. 471, p. 109-115, 1999.

[21] METIKOS-HUKOVIC M., KWOKAL A., PILJAC J., The influence of niobium and vanadium on passivity of titanium-based implants in physiological solution. **Biomaterials**, n. 24, p. 3765-3775, 2003.

[22] SHUKLA A.K., BALASUBRAMANIAM R., Effect of surface treatment on electrochemical behavior of CP Ti, Ti-6Al-4V and Ti-13Nb-13Zr alloys in simulated human body fluid. **Corr. Sci.**, n. 48, p. 1696-1720, 2006.

[23] YU S.Y., SCULLY J.R.. Corrosion and passivity of Ti-13Nb-13Zr in comparison to other biomedical implant alloys. **Corrosion**, n. 53, p. 965-976, 1997.

Agradecimentos

Os autores agradecem à **FAPESP** pela bolsa (Processo no. 04/11751-8) e auxílios concedidos (processo no. 2005/04050-6).