

# ESTUDO DA CORROSÃO EM LIGAS BIOMÉDICAS EMPREGANDO-SE DIFERENTES TÉCNICAS EXPERIMENTAIS<sup>1</sup>

Sabrina Siqueira Barbosa<sup>2</sup>  
Célia Regina Tomachuk<sup>3</sup>  
Necésio Gomes Costa<sup>4</sup>

## Resumo

Biomaterial é toda substância que em contato com o fluido fisiológico não causa ao organismo reações indesejáveis. Um biomaterial deve ser biocompatível e biofuncional. A viabilidade de implantação de um determinado material é avaliada através das propriedades mecânicas, resistência à fadiga, corrosão e desgaste, além de estudos *in vitro* e *in vivo*. O aço inoxidável ASTM F-138 é largamente utilizado como biomaterial, principalmente pelo seu baixo custo. As ligas de titânio, embora mais caras, apresentam vantagens como baixa densidade, propriedades mecânicas mais próximas do osso e melhor resistência à corrosão. Neste contexto, este trabalho tem como objetivo avaliar e comparar a resistência à corrosão das ligas Ti-6Al-3Nb, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-11Nb com o aço inoxidável ASTM F-138, utilizando técnicas eletroquímicas de corrente contínua (curvas de polarização anódica e extrapolação da reta de Tafel) e de corrente alternada (espectroscopia de impedância eletroquímica), em solução SBF (*Simulated Body Fluid*), pH 7,25, a 37°C. Análise por microscopia ótica da superfície das amostras, antes e após os ensaios, também foram realizadas. Os resultados obtidos com as curvas de polarização mostraram que as ligas de titânio apresentam menor densidade de corrente de corrosão e conseqüentemente menor velocidade de corrosão em relação ao aço inoxidável ASTM F-138. Observou-se ruptura do filme de passivação formado e pontos de corrosão por pites ao final do ensaio. As medidas de impedância eletroquímica mostraram formação de um filme passivador heterogêneo confirmando os dados obtidos pelas curvas de polarização. A liga Ti-6Al-7Nb apresenta maior poder protetivo seguido pelas ligas de Ti-6Al-3Nb, Ti-6Al-11Nb e pelo aço inoxidável ASTM F-138, respectivamente.

**Palavras-chave:** Corrosão; Biomateriais; Aço inoxidável; Ligas de titânio.

## BIOMEDIAL ALLOYS CORROSION EVALUATION USING EXPERIMENTAL TECHNIQUES

### Abstract

Biomaterial is a synthetic or natural material used to replace part of a living system or to function in intimate contact with living tissue. The new titanium alloys have been developed for improve biocompatibility and biofunctionality. But it is necessary studies *in vivo*, *in vitro*, mechanical properties and corrosion resistance for that new material has its successful clinical application. The stainless steel ASTM F-138 is widely used like biomaterial due its low price. The titanium alloys, in spite of more expensive, it has advantages like low weigh, mechanical properties as same that bone and better corrosion resistance. The purpose of this research is to study the electrochemical behavior of Ti-6Al-3Nb, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-11Nb alloys and compare to the stainless steel ASTM F-138 in Simulate Body Fluid (SBF), pH 7.25, at 37°C. This investigation is based on potentiodynamic measurements (Tafel line extrapolation and anodic polarization curves) and Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS). Morphological observations on the surface, before and after of tests, were also performed by Optic Microscopy. The results obtained by polarization curves showed that titanium alloys samples present lower corrosion current density and consequently lower corrosion rate in comparison to stainless steel ASTM F-138. It was observed presence of pitting corrosion in all the samples, however in bigger intensity in the stainless steel ASTM F-138 followed by Ti-6Al-11Nb, Ti-6Al-3Nb and Ti-6Al-7Nb alloys. The experimental results suggest that the metal surface is covered by a heterogeneous passive film. Ti-6Al-7Nb presented higher protective properties followed by Ti-Al-3Nb, Ti-6Al-11Nb and stainless steel ASTM F-138, respectively.

**Key words:** Corrosion; Biomaterials; Stainless steel; Titanium alloys.

<sup>1</sup> Contribuição técnica apresentada na 61º Congresso Anual da ABM, de 24 a 27 de julho de 2006, Rio de Janeiro – RJ

<sup>2</sup> Graduanda Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Itajubá, MG.

<sup>3</sup> D.Sc., Química Industrial – INT/ Divisão de Corrosão e Degradação, Rio de Janeiro, RJ.

<sup>4</sup> PHD. Engenharia de Materiais – Universidade Federal de Itajubá, MG.

# 1 INTRODUÇÃO

As primeiras tentativas de inserção de materiais metálicos e não metálicos no organismo humano data de tempos bem remotos segundo Demba.<sup>(1)</sup>

A falta de um conhecimento do corpo humano mais detalhado, entretanto, mostrava índices altíssimos de rejeição às próteses implantadas, devido principalmente às infecções cirúrgicas. Essas infecções eram causadas pela falta de higiene nos ambientes de cirurgia – incluindo falta de esterilização dos materiais e equipamentos – e pela falta de antibióticos para combater as inúmeras bactérias causadoras destas infecções.<sup>(2)</sup>

A compatibilidade material/organismo é chamada biocompatibilidade e segundo Neves<sup>(3)</sup> está associada à reação que o organismo apresenta quando em presença do implante, como também à reação do implante ao contato com o organismo. Um material pode ser descrito como biocompatível quando ele não afetar de maneira prejudicial e nem sofrer alterações em suas características por estar em contato com o organismo.

Para um material ter aplicação biomédica deve-se avaliar corretamente as propriedades mecânicas, físicas e a biocompatibilidade. Outro fator de extrema importância é a resistência à corrosão.

A corrosão por pite é um dos maiores problemas na área da medicina, isto porque o material metálico no corpo humano sofre dissolução química ou reação eletroquímica com uma velocidade significativa.<sup>(4)</sup>

Podemos destacar algumas ligas metálicas aplicadas como biomaterial, com boa aceitação clínica: Co-Cr para próteses parciais removíveis e ortopédicas, os aços inoxidáveis para a construção de aparelhos ortodônticos e ligas de titânio para implantes dentários e ortopédicos.<sup>(5)</sup> Estes biomateriais, quando implantados, estarão expostos a ambientes agressivos como a placa bacteriana, a saliva na cavidade bucal e os fluidos fisiológicos do organismo.

O emprego do aço inoxidável austenítico em implantes ortopédicos continua sendo utilizado pelas seguintes razões: não são magnéticos e não podem ser endurecidos por tratamentos térmicos. Além do mais, são dúcteis e apresentam excelente soldabilidade.<sup>(2)</sup>

Hoar e Mears<sup>(6)</sup> investigaram a resistência à corrosão de algumas ligas de titânio, utilizadas para implante, empregando técnicas eletroquímicas em solução de Hanks, NaCl 0,17 mol/L e sangue humano. O titânio comercialmente puro mostrou alto potencial de ruptura do filme passivo de 6V(Ag/AgCl) mesmo quando imerso em soluções com concentração de 8 mol/L de solução de cloreto. Todavia, Brener<sup>(7)</sup> investigando o comportamento do titânio comercialmente puro e da liga Ti-6Al-4V em meio de NaCl 0,15 mg/L encontrou valor de potencial de ruptura do filme após 2V(ECS) para ambos os materiais.

Neste contexto, este trabalho, em parceria com a Universidade Federal de Itajubá e o Instituto Nacional de Tecnologia, concentra-se na avaliação da resistência à corrosão, através de um estudo comparativo com as ligas Ti-6Al-3Nb, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-11Nb e aço inoxidável ASTM F-138 através de técnicas eletroquímicas de corrente contínua (curvas de polarização e extrapolação da reta de Tafel) e de corrente alternada (espectroscopia de impedância eletroquímica), em solução de SBF (*Simulated Body Fluid*), pH 7,25, e a 37°C. Análise da superfície por microscopia ótica também foi realizada.

## 2 MATERIAL E MÉTODO

As amostras analisadas foram: aço inoxidável ASTM F 138-00 de grau 2 (teor de Carbono max = 0,03%) e as ligas de titânio Ti-6Al-3Nb, Ti-6Al-7Nb e Ti-6Al-11Nb.

### 2.1 Preparação dos Corpos-de-prova

As amostras foram cortadas com DISCOTOM de modo a obter corpos-de-prova (cps) com área suficiente, conforme mostra a Tabela 1, para serem expostas durante os ensaios. Em um dos lados dos cps foi feito o contato elétrico, processo mecânico, utilizando fio de cobre. Em seguida, os corpos-de-prova foram embutidos a frio com resina acrílica e preparados conforme a norma ASTM E3-01:2005.<sup>(8)</sup>

Tabela 1. Área de contato dos corpos-de-prova analisados

| Corpos-de-prova | Área de contato (mm <sup>2</sup> ) |
|-----------------|------------------------------------|
| F-138           | 90                                 |
| Ti 6Al 3Nb      | 48                                 |
| Ti 6Al 7Nb      | 63                                 |
| Ti 6Al 11Nb     | 38                                 |

O procedimento de preparo da superfície dos cps consistiu em: lixamento e polimento. Os corpos-de-prova foram lixados manualmente utilizando-se quatro lixas diferentes, iniciando pela mais grossa (grana 200) e terminando com a mais fina (grana 1200), sempre atentando para o fato de deixar a amostra plana. Posteriormente, foram polidos com pasta de diamante de 3µm e 1µm. Em seguida, foram lavados com água corrente e álcool etílico, e secados com ar seco. Os cps ficaram armazenados em dessecador até o momento de sua utilização.

### 2.2. Célula Eletroquímica

A célula eletroquímica utilizada em todos os ensaios eletroquímicos constituiu-se em um balão de fundo chato com cinco orifícios esmerilhados para conexão dos eletrodos de trabalho, referência e contra-eletrodo, além do termômetro para monitorar a temperatura da solução em teste.

O eletrólito utilizado foi a solução SBF (*Simulated Body Fluid*), cujo preparo encontra-se no item 2.3. Utilizou-se o eletrodo de calomelano saturado (ECS) como eletrodo de referência, bastão de grafite como contra-eletrodo e o corpo-de-prova como eletrodo trabalho.

Colocou-se a célula eletroquímica sobre uma placa aquecedora para aquecer e manter a temperatura da solução a 37°C com o intuito de simular a temperatura do corpo humano. O volume da solução utilizada foi de 900 mL.

### 2.3 Preparo da Solução SBF (*Simulated Body Fluid*)

Preparou-se a solução de SBF, conforme descrito por Kokubo,<sup>(9)</sup> a qual simula o fluido fisiológico do corpo humano, utilizando-se um becker com 500 mL de água destilada e deionizada, com agitação constante. Fez-se o uso também de um pHmetro para acompanhar a variação do pH da solução. Os reagentes foram adicionados obedecendo a seqüência da Tabela 2, para o preparo de um litro de

solução. A ordem de colocação de cada componente é muito importante, provavelmente devido ao pH resultante após a dissolução de cada componente.

O pH foi corrigido com a solução de HCl 1N para aproximadamente 7,25, pois este tende a aumentar ligeiramente para 7,35. O conteúdo do becker foi transferido para um balão volumétrico, onde se completou o volume a um litro com água destilada e deionizada. Agitou-se o balão volumétrico e transferiu-se a solução em um recipiente de vidro ambar, que foi conservado em geladeira até o momento de sua utilização.

**Tabela 2.** Composição da solução de SBF.

| Seqüência | Reagentes                                                                                           | Quantidade |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 1         | NaCl                                                                                                | 7,996 g    |
| 2         | NaHCO <sub>3</sub>                                                                                  | 0,35 g     |
| 3         | KCl                                                                                                 | 0,224 g    |
| 4         | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> .3H <sub>2</sub> O                                                  | 0,228 g    |
| 5         | MgCl <sub>2</sub> .6H <sub>2</sub> O                                                                | 0,305 g    |
| 6         | HCl (1N)                                                                                            | 40 mL      |
| 7         | CaCl <sub>2</sub> .6H <sub>2</sub> O                                                                | 0,548g     |
| 8         | Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>                                                                     | 0,071 g    |
| 9         | NH <sub>2</sub> C(CH <sub>2</sub> OH) <sub>3</sub> = C <sub>4</sub> H <sub>11</sub> NO <sub>3</sub> | 6,057 g    |

## 2.4 Métodos de Análise

Neste trabalho foram utilizados métodos de análises eletroquímicos em corrente alternada e corrente contínua. No primeiro caso é aplicado um sinal senoidal e a técnica utilizada foi Espectroscopia de Impedância Eletroquímica; no segundo caso é aplicado um sinal que varia de modo linear com o tempo, as técnicas utilizadas foram curvas de polarização anódica e método de extrapolação da reta de Tafel.

### 2.4.1 Curvas de polarização anódica

Essa técnica consiste em fixar uma determinada velocidade de varredura do potencial e monitorar a variação de corrente desenvolvida no sistema.

Neste trabalho foram realizadas curvas de polarização anódica em modalidade potenciodinâmica, com velocidade de varredura de 0,2 mV/s, partindo do potencial de -0,05 V(ECS) até 2 V(ECS), em solução de SBF à 37°C, pH 7,25.

Os ensaios foram realizadas utilizando-se uma unidade de medidas eletroquímicas Solartron SI 1280B monitorado pelo *software* OMEGA da Scribner Associates Inc, conforme norma ASTM G5:1994.<sup>(10)</sup> Os resultados são apresentados na forma de gráficos  $E \times \log i$ , necessitando-se apenas fornecer dados como área do corpo-de-prova, velocidade de varredura e o eletrodo de referência utilizado.

### 2.4.2 Extrapolação da Reta de Tafel

O método de extrapolação da reta de Tafel consiste em deslocar o potencial de equilíbrio de um sistema eletroquímico para região catódica e depois anódica.

O valor da densidade de corrente de corrosão é obtido através da extrapolação da região linear, em  $\log |i|$ , da polarização anódica e catódica. A intersecção ocorrerá no potencial de corrosão ( $E_{corr}$ ) e neste ponto tem-se o valor da densidade de corrente de corrosão ( $i_{corr}$ ).

Os ensaios potenciodinâmicos foram realizados em solução de SBF, pH 7,25, à 37°C, com velocidade de varredura 0,2 mV/s, na faixa de -200 mV(ECS) a +200mV(ECS) a partir do potencial de circuito aberto.

### 2.4.3 Espectroscopia de Impedância Eletroquímica

As medidas de espectroscopia de impedância eletroquímica (EIE) foram realizadas na faixa de  $10^{-2}$  Hz a  $3 \times 10^4$  Hz utilizando-se uma unidade de medidas eletroquímicas SI 1280B, da Solartron, seguindo a norma ASTM G106:1986(1999).<sup>(11)</sup> A amplitude do sinal senoidal foi de 5 mV. Todas as medidas foram realizadas em solução de SBF, pH 7,25 a 37°C. Os dados obtidos com EIE foram simulados com um circuito equivalente apropriado utilizando o programa ZView da Solartron.

### 2.4.4 Análise da superfície por microscopia ótica

O ataque químico da superfície dos cps de ligas de titânio foi realizado com a solução de Keller, enquanto que para o cp de aço inoxidável F138 foi utilizada a solução de gliceregia preparada conforme norma ASTM E 407:1999.<sup>(12)</sup> Em seguida, os cps foram observados ao microscópio ótico (Olympus mod. BX60) dotado de analisador digital de imagem (LECO, mod. IA;3001), com um aumento de 240x. As imagens obtidas foram comparadas com as do *European Titanium Producers Technical Committee*, segunda edição (ETTC 2), seguindo a norma ABNT NBR ISO 5832-11:1997.<sup>(13)</sup>

Após a análise metalográfica e antes dos ensaios eletroquímicos, os cps foram novamente polidos, limpos em ultra som com álcool etílico e secados com ar seco, com o objetivo de eliminar a solução de ataque.

## 3. Resultados e Discussões

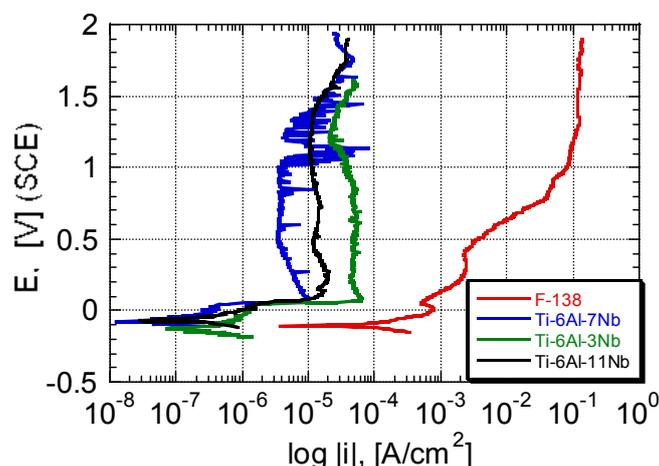
A microestrutura dos cps, observada antes dos ensaios eletroquímicos, foram completamente austeníticas, isentas de ferrita delta, de segregações e de precipitados. Constatou-se regiões com tamanho de grão ASTM 6 e ASTM 5 estando de acordo com as especificações exigidas para um biomaterial.<sup>(13)</sup>

A Figura 1 apresenta as curvas de polarização anódica dos cps analisados, obtidas em solução de SBF, pH 7,25, à 37°C. Nota-se que as ligas de titânio apresentam uma região de ativação após o potencial de corrosão e um patamar em +55 mV(ECS). Em seguida observa-se um comportamento passivo, que é mais visível para as amostras **Ti-6Al-3Nb** e **Ti-6Al-7Nb**. O cp Ti-6Al-7Nb apresenta região passiva e densidade de corrente menor em relação ao cp Ti-6Al-3Nb, este comportamento sugere menor velocidade do processo de corrosão. Não se observa uma região de passivação nítida nos cps **Ti-6Al-11Nb** e **F-138**, indicando que terão menor resistência à corrosão em relação aos anteriores.

No cp **F-138** observa-se inicialmente um comportamento ativo. Em torno de +200 mV(ECS) inicia-se outra região ativa que, segundo West,<sup>(14)</sup> pode ser atribuída a corrosão por pite do aço inoxidável. Nota-se uma região de pseudo-passivação na faixa de +200 mV(ECS) a +400 mV(ECS), onde o metal tenta a passar-se mas não consegue pois a densidade de corrente é muito alta, ocorrendo formação de pites. A partir de +500mV(ECS) começa a ocorrer a dissolução do metal (Fe, Ni, Cr) na solução, evidenciado pela formação de um precipitado amarelo-esverdeado.

O potencial de início de evolução do gás oxigênio, nesta solução, conforme a equação de Nernst, é de +553 mV(ECS). Neste potencial o filme de passivação dos cps Ti-6Al-3Nb e Ti-6Al-7Nb não sofreram alteração, como pode ser notado em suas

curvas de polarização anódica. O potencial de início da evolução de gás cloro, nesta solução, conforme a equação de Nernst, é de 1.115 mV(ECS). Portanto, a partir deste potencial, o pH local diminui tornando o ambiente favorável à corrosão por pite ou ruptura do filme passivo como sugere alguns pesquisadores.<sup>(15-17)</sup> Portanto, em ordem decrescente (melhor para pior) pode-se dizer que o cp **Ti-6Al-7Nb** apresenta melhor resistência à corrosão seguido dos cps **Ti-6Al-3Nb**, **Ti-6Al-11Nb** e **F-138**, respectivamente.



**Figura 1.** Curvas de polarização anódica dos corpos-de-prova analisados, obtidas em solução de SBF, pH 7,25 e a 37°C

Extrapolando a parte retilínea das curvas relativas aos processos anódico e catódico da Retta de Tafel (gráfico omitido por questão de simplicidade) foram obtidos os valores de potencial de corrosão ( $E_{corr}$ ) e de densidade de corrente corrosão ( $i_{corr}$ ), apresentados na Tabela 3. Observa-se que o cp **F-138** apresenta valor 4 vezes maiores em relação aos demais. Entre os cps de ligas de titânio é difícil observar alguma diferença quanto ao comportamento protetivo ( $i_{corr}$ ). Por outro lado, observa-se os cps **Ti-6Al-7Nb** e **Ti-6Al-3Nb** apresentam potencial de corrosão mais positivo em relação aos cps **Ti-6Al-11Nb** e **F-138**, respectivamente. Esse comportamento sugere os cps **Ti-6Al-7Nb** e **Ti-6Al-3Nb** são mais nobres em relação aos demais investigados, confirmando os dados obtidos com as curvas de polarização anódica.

**Tabela 3.** Valores de potencial de corrosão e densidade de corrente de corrosão obtidos em solução de SBF, pH 7,25 e a 37°C

| Amostras           | $E_{corr}$<br>V(ECS) | $i_{corr}$<br>$\mu\text{A}/\text{cm}^2$ |
|--------------------|----------------------|-----------------------------------------|
| <b>F – 138</b>     | -0,14                | 0,40                                    |
| <b>Ti-6Al-3Nb</b>  | +0,01                | 0,05                                    |
| <b>Ti-6Al-7Nb</b>  | +0,02                | 0,04                                    |
| <b>Ti-6Al-11Nb</b> | -0,05                | 0,08                                    |

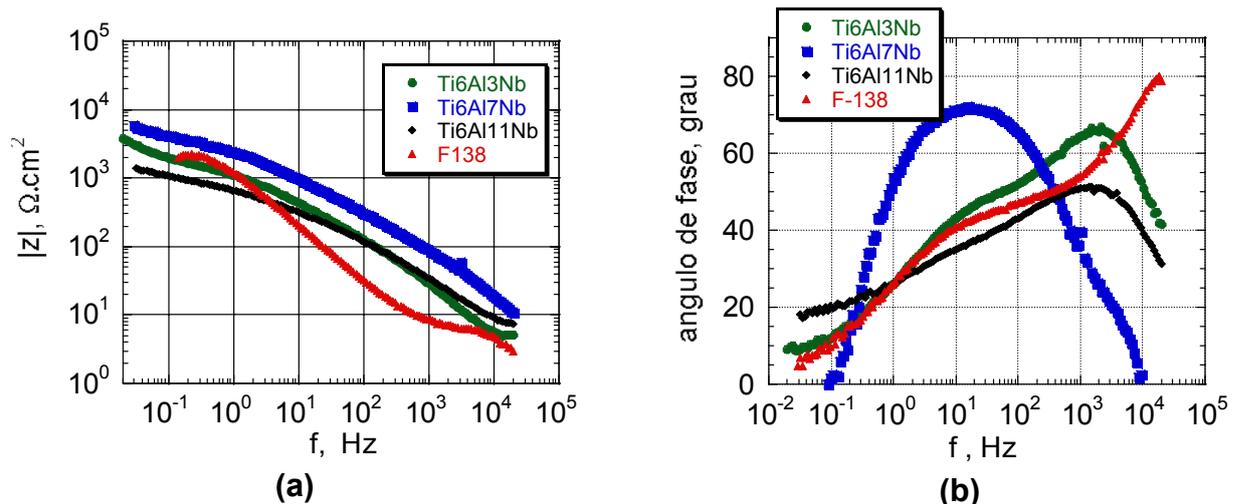
As micrografias dos cps das ligas de titânio realizadas através da microscopia ótica, após o ensaio de polarização, mostraram pontos escuros e de formato arredondado caracterizando pites em toda sua extensão, sendo estes em menor quantidade na liga **Ti-6Al-7Nb**, seguido pelos cps **Ti-6Al-3Nb** e **Ti-6Al-11Nb**, respectivamente. Para o cp **F-138** os pontos de corrosão foram visíveis a olho nu.

A resistência à corrosão dos revestimentos foi analisada com ensaios de EIE em solução de SBF, pH 7,25 e a 37°C. Os resultados, a tempo zero de imersão, estão apresentados na Figura 2 (“a” e “b”).

As propriedades dos revestimentos podem ser obtidas com informações a altas frequências enquanto que, a baixas frequências é possível obter informações relacionadas à interface substrato/solução.<sup>(18)</sup>

Na Figura 2(a) ilustra o andamento do  $|z|$  em função da frequência, a tempo zero, dos diferentes cps em estudo. Observa-se que tanto a altas frequências ( $10^4$  Hz) como a baixa frequência (0,02 Hz) o cp **Ti-6Al-7Nb** apresenta valores de  $|z|$  maiores em relação aos demais. Esse comportamento sugere uma menor velocidade de degradação, seguido dos cps **Ti-6Al-3Nb**, **Ti-6Al-11Nb** e **F-138**, respectivamente. A médias frequências, os cps apresentam um comportamento capacitivo-resistivo, sugerindo heterogeneidade em sua superfície, confirmado com o diagrama de ângulo de fase.

Na Figura 2(b) ilustra o diagrama de ângulo de fase em função da frequência, a tempo zero, dos diferentes cps em estudo. O ângulo de fase é o mais sensível indicador da degradação dos tratamentos.<sup>(18)</sup> Observa-se que os cps de titânio apresentam duas constantes de tempo, sendo uma em torno de  $10^3$  -  $10^4$  Hz e outra em 10 Hz, o que sugere a formação de um filme passivo não homogêneo em superfície.

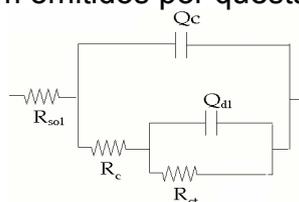


**Figura 2.** Gráfico de Bode (a) módulo de impedância e (b) ângulo de fase, dos cps imersos em solução SBF, pH 7,25 e a 37°C, tempo zero.

Os espectros de impedância, obtidos com EIE e mostrados na Figura 2 (“a” e “b”), foram analisados com base no circuito equivalente apresentado na Figura 3, proposto por Van Westing.<sup>(19)</sup> As análises quantitativas foram feitas utilizando o programa ZView da Solartrom.

A Figura 3 ilustra o circuito equivalente utilizado e seus componentes:  $R_{\text{sol}}$  representa a resistência da solução;  $Q_c$  a pseudocapacitância do filme de passivação formado;  $R_c$  a resistência oferecida pelas microfissuras e porosidades presentes no filme de passivação, através da qual a solução entra em contato com o metal;  $Q_{\text{dl}}$  e  $R_{\text{ct}}$  representam respectivamente o pseudocapacitor da dupla camada e a resistência de transferência de carga correspondente a interface metal/filme de passivação.  $Q_c$  e  $Q_{\text{dl}}$  foram matematicamente modeladas usando elemento de fase constante (CPE).<sup>(20)</sup>

O circuito equivalente mostrado na Figura 3 descreve muito bem os dados experimentais encontrados nessa investigação. A comparação dos dados experimentais e simulados foram omitidos por questão de simplicidade.



**Figura 3.** Circuito elétrico equivalente

A partir do circuito equivalente, representado na Figura 3, os valores dos elementos do circuito foram facilmente determinados e estão representados na Tabela 4. Observa-se que o cp **Ti-6Al-7Nb** apresenta valores de  $R_c$  indicando maior resistência à corrosão com formação de um filme protetor sobre a superfície. Os valores de capacitância do filme de passivação é relativamente baixo, em torno de  $10 \mu\text{F}\cdot\text{cm}^{-2}$ , sugerindo que o crescimento do filme é lento.<sup>(21)</sup>

**Tabela 4.** Valores de  $R_c$  e  $Q_c$ , a tempo zero de imersão, em solução SBF, pH 7,25 e a  $37^\circ\text{C}$ , obtidos a partir do programa ZView, para os diferentes cps.

| Amostras           | $R_c$<br>$\text{K}\Omega\cdot\text{cm}^{-2}$ | $Q_c$<br>$\mu\text{F}\cdot\text{cm}^{-2}$ |
|--------------------|----------------------------------------------|-------------------------------------------|
| <b>F – 138</b>     | 3,9                                          | 11,5                                      |
| <b>Ti-6Al-3Nb</b>  | 27,25                                        | 7,3                                       |
| <b>Ti-6Al-7Nb</b>  | 141,4                                        | 7                                         |
| <b>Ti-6Al-11Nb</b> | 6,1                                          | 9,8                                       |

#### 4 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos podemos concluir que:

- As curvas de polarização mostraram que ocorre formação de um filme de passivação sendo mais evidente nos cps de ligas de titânio;
- não foi observada uma região nítida de passivação no cp **F-138**, indicando que este material, nesta solução, tem menor resistência à corrosão quando comparado aos demais cps analisados. Observou-se, também, dissolução do metal na solução formando um precipitado de cor amarelo-esverdeado;
- após os ensaios de polarização potenciodinâmica observou-se presença de pites nos cps. O cp **F-138** apresentou maior quantidade de pites seguido pelos cps **Ti-6Al-11Nb**, **Ti-6Al-3Nb** e **Ti-6Al-7Nb**, respectivamente;
- os cps analisados apresentaram microestrutura predominantemente austenítica, atingindo assim melhores propriedades mecânicas conforme recomendada pela norma ABNT NBR ISO 5832-11;<sup>(13)</sup>
- com a técnica de EIE foi possível obter informações sobre o poder protetivo dos cps analisados enquanto que com o método de extrapolação da reta de Tafel não;
- a liga **Ti-6Al-7Nb** apresenta maior capacidade de proteção seguido pelas ligas **Ti-6Al-3Nb** e **Ti-6Al-11Nb** e **F-138**, respectivamente.

#### Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pelo apoio financeiro dado a essa pesquisa.

## REFERÊNCIAS

- 1 DEMBA, N. Estudo de aderência de camadas de aço inoxidável AISI 316L produzidas pela metalurgia do pó aplicado em biomateriais. Itajubá, Dissertação 2001.
- 2 CAMARGO, C.-T. Estudo comparativo da corrosão em ligas biomédicas. Itajubá, Dissertação de Mestrado, 2003.
- 3 NEVES, E.S. Morfologia de recobrimentos cerâmicos e cultura de células osteoblastas para aplicações clínicas. Itajubá, Dissertação, 2001.
- 4 VILLAMIL, R.F.V., ANDRADE, A.H.P. BARBOSA, C.A., AGOSTINHO, S.M.L. Estudo da corrosão por pite de novos aços inoxidáveis aplicados em implantes ortopédicos em meio de soluções de ringier lactato, 22° COBRASCORR, 19 a 22 de agosto de 2002, Salvador, Bahia
- 5 RAMIRES, I., GUASTALDI, A.C. Estudo do biomaterial Ti-6Al-4V empregando-se técnicas eletroquímicas e XPS. Química Nova, v. 25, n. 1, jan-fev. 2002.
- 6 HOAR, T.P., MEARS, D.C., Proc. Roy. Soc., v. 294, p. 486-412, 1966
- 7 BRENER, J. Biomat. Pref. Rev., v. 1, p. 6-15, 1989
- 8 American Society for Testing and Materials. ASTM E3 01:2005; Standard practice for preparation of metallographic specimens, 2005.
- 9 KOKUBO, T., KUSHITANI, H., SAKKA, S., KITSUGI, T., YAMAMURO, T. Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W, J. Biomed. Mater. Res., v. 24, p. 721-734, 1990.
- 10 American Society for Testing and Materials. ASTM G5:1994 (2001); Standard reference test method for making potentiostatic and potentiodynamic anodic polarization measurement, 2001.
- 11 American Society for Testing and Materials. ASTM G106:1989 (2004); Standard practice for verification of algorithm and equipment for electrochemical impedance measurements, 2004.
- 12 American Society for Testing and Materials. ASTM E407:1999; Standard practice for microetching metals and alloys, 1999.
- 13 Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR ISO 5832-11:1997; Implantes para cirurgia – Materiais Metálicos. Parte 11, 1997.
- 14 WEST J.M, Electrodeposition and corrosion processes, 2º ed., London, Van Nostrand Reinhold, p. 100-103, 1970.
- 15 SPECK, K.M., FRAKER, A.C. Anodic polarization behaviour of Ti-Ni and Ti-6Al-4V in simulated physiological solutions, J. Dent. Res., v. 59, p. 590, 1980.
- 16 OKASAKI, Y., KYO, K., ITO, Y., TATEISHI, T. Mater. Trans. JIM, v. 38, p. 344, 1997.
- 17 ELAGLI, K., TRASNEL, M., HILDEBRAND, H.F. Electrochim. Acta, v. 38, p. 1769, 1993.
- 18 MANSFELD, F., Use of electrochemical impedance spectroscopy for the study of corrosion protection by polymer coatings. *Journal of Applied Electrochemistry*, v. 25, p. 187-202, 1995.
- 19 VAN WESTING, E.P.M., FERRARI, G.M., VAN DER WEIJDE, D.H., DE WIT, J.H.W. Corrosion Science, v. 34, p. 937, 1993.
- 20 BOUKAMP, B.A. A nonlinear least squares fit procedure for analysis of immittance data of electrochemical systems, Solid State Ionics, v. 21, p. 31, 1986
- 21 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., v. 471, p. 109-115, 1999.