

## Artigo

**Efeito do Terceiro Elemento de Adição na Resistência à Corrosão de Ligas de Ni-Cr Visando Aplicação Odontológica**  
da Silva, M. V. F.; Subtil, S. I. F.; Barbosa, V. C.; Nunes, C. A.; Acciari, H. A.; Codaro, E. N.\*

Rev. Virtual Quim., 2015, 7 (5), 1756-1765. Data de publicação na Web: 16 de julho de 2015

<http://www.uff.br/rvq>

**Effect of Third Element of Addition on Corrosion Resistance of Ni-Cr alloys Aiming Dental Application**

**Abstract:** Taking into account the large number of existing alloys in national and international markets as well as the variety of elements of addition, in this work different experimental compositions of Ni-Cr-X (X = Ta, Mo, W, Nb, and Ti) alloys were prepared to evaluate the effect of the addition of third element on the corrosion resistance of these alloys in fluoride medium. According to the results obtained it was concluded that the electrochemical responses divide the five compositions in two sets, with respect to corrosion behavior, being the higher corrosion resistance those where X = Ta, W or Mo, in particular the first one. On the other hand, localized corrosion was observed for X = Nb or Ti. In this aspect, the Ni-Cr-Ta alloy may be the most suitable for use in dental prostheses.

**Keywords:** Ni-Cr alloys; Fluoride; Electrochemical techniques; Corrosion.

**Resumo**

Levando-se em conta o grande número de ligas Ni-Cr existentes nos mercados nacional e internacional bem como a variedade de elementos de adição, neste trabalho foram preparadas diferentes composições experimentais de Ni-Cr-X (X = Ta, Mo, W, Nb e Ti) para avaliar o efeito da adição do terceiro elemento na resistência à corrosão destas ligas em meio de fluoreto. De acordo com os resultados obtidos, concluiu-se que as respostas eletroquímicas dividem as cinco composições em dois conjuntos distintos, com relação ao comportamento corrosivo, sendo as de maior resistência à corrosão aquelas em que X = Ta, W ou Mo, em particular a primeira. Por outro lado, corrosão localizada foi observada quando X = Nb ou Ti. Neste aspecto, a liga Ni-Cr-Ta pode ser a mais adequada para uso em próteses dentárias.

**Palavras-chave:** Ligas de Ni-Cr; Fluoreto; Técnicas eletroquímicas; Corrosão.

\* Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia, Departamento de Física e Química, Campus de Guaratinguetá, Av. Dr. Ariberto Pereira da Cunha, 333, CEP 12516-410, Guaratinguetá-SP, Brasil.

✉ [codaro@feg.unesp.br](mailto:codaro@feg.unesp.br)

DOI: [10.5935/1984-6835.20150100](https://doi.org/10.5935/1984-6835.20150100)

## Efeito do Terceiro Elemento de Adição na Resistência à Corrosão de Ligas de Ni-Cr Visando Aplicação Odontológica

Marcos Vinícius F. da Silva,<sup>a</sup> Sofia Isabel F. Subtil,<sup>a</sup> Venilton C. Barbosa,<sup>a</sup>  
Carlos Angelo Nunes,<sup>b</sup> Heloisa Andréa Acciari,<sup>a</sup> Eduardo Norberto  
Codaro<sup>\*,a</sup>

<sup>a</sup> Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia, Departamento de Física e Química, Campus de Guaratinguetá, Guaratinguetá-SP, Brasil.

<sup>b</sup> Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de Lorena, Departamento de Materiais, Lorena-SP, Brasil.

\* email correspondente

*Recebido em 13 de maio de 2015. Aceito para publicação em 14 de julho de 2015*

1. Introdução
2. Experimental
  - 2.1. Materiais
  - 2.2. Métodos
3. Resultados e Discussão
4. Conclusão

### 1. Introdução

---

A perda da estrutura dentária é uma preocupação antiga na Odontologia devido aos problemas de ordem estética e funcional que comprometem a saúde e a qualidade de vida dos pacientes. Muitos estudos têm contribuído para o desenvolvimento de novos materiais que possam restituir as características e funções naturais dos dentes. Na cavidade oral, as próteses estão expostas a um meio salino agressivo que varia constantemente de composição, pH e temperatura devido à ingestão de alimentos. Um fator agravante é que as próteses são submetidas a esforços mecânicos que vão

mudando de módulo, direção e sentido nesse ambiente por muitos anos, favorecendo a fratura das mesmas por corrosão sob fadiga.<sup>1</sup> Nestas condições, deseja-se que um material para uso odontológico apresente as seguintes características para desempenhar bons resultados clínicos: resistência à compressão, dureza superficial e resistência à abrasão. Para próteses metálicas: baixa contração de fundição, resistência à corrosão, biocompatibilidade e baixo custo são também requeridas. Para próteses metalocerâmicas, as seguintes propriedades são requeridas: ponto de fusão mais elevado que a cerâmica e coeficiente de expansão térmica próximo da cerâmica. É impossível encontrar num só metal todas essas

propriedades, daí a necessidade de se associar dois ou mais elementos para a formação de uma liga dentária que reúna várias dessas características.<sup>1</sup>

Uma vez selecionada a liga, a prótese dentária pode ser removível ou fixa (cimentada na raiz do dente ou na coroa, ou ainda, aparafusada ao implante). Ambas as próteses podem ser parciais ou totais, sendo que as fixas só podem ser totais quando se usam implantes dentários para a sua fixação.<sup>1</sup>

As ligas de metais básicos (não preciosos) começaram a ser empregadas na fabricação de próteses fixas e removíveis na década de 30. Nos anos 50 (período pós guerra), por causa dos problemas sócio-econômicos que abalaram a população mundial, as ligas nobres de Au, Pd e Ag foram praticamente substituídas pelas ligas de Co-Cr e Ni-Cr, devido às suas propriedades físicas e mecânicas desejáveis, principalmente pelo maior módulo de elasticidade, mas também por serem de fácil processamento e de baixo custo.<sup>2</sup> Estas ligas apresentam-se como matrizes de solução sólida de Cr em Co ou de Cr em Ni, num arranjo dendrítico, que se diferencia no grau de refinamento e na porosidade.<sup>3,4</sup> Basicamente, são compostas de Co ou Ni (58 % a 74 %), Cr (12 % a 35 %) e Mo ( $\leq 12$  %) em massa, mas é necessária a adição de outros elementos como Al, Ti, Nb, Ta e W para garantir a fundibilidade, fluidez, alta resistência mecânica e ligação com porcelanas.<sup>5</sup> Esses elementos são basicamente endurecedores por solução sólida e, no caso de formarem intermetálicos, podem ter um efeito endurecedor por precipitação. Também aumentam a resistência à tração, em particular os três últimos, o enriquecimento com C mediante a refundição com maçarico,  $O_2-C_2H_2$  ou  $O_2-GLP$  (Gás Liquefeito de Petróleo), pode levar à formação de inúmeros carbeto com os elementos de liga (M), como  $MC$ ,  $M_6C$ ,  $M_{23}C_6$  e  $Cr_7C_3$ . Altos teores de Cr e Al favorecem a formação de  $M_{23}C_6$ , ao passo que elevados teores de Mo e W, a formação de  $M_6C$  e Ti, Nb e Ta, a formação de  $MC$ . Os carbeto dispersam-se na matriz e modificam a dureza e ductilidade da liga, mas aqueles de Cr e Mo

também promovem a corrosão localizada em torno dessas partículas.<sup>6,7</sup>

As ligas com maior teor de Cr, em detrimento de uma diminuição de Co ou Ni, apresentam maior resistência à corrosão em soluções salinas, típicas de meios fisiológicos, devido à formação de uma camada superficial de óxidos, principalmente  $Cr_2O_3 \cdot nH_2O$  ( $n = 1, 2$  e  $3$ ).<sup>8</sup> Em meios ácidos,  $MoO_3$  pode ainda polimerizar e contribuir para a passivação mediante a formação de  $Mo_7O_{24}^{6-}$  insolúvel.<sup>9</sup> Comparando as respostas eletroquímicas dos elementos puros Co, Cr e Mo com a liga Co-30Cr-6Mo em meio de cloretos, verificou-se que a resistência à corrosão diminuiu na seguinte ordem: liga > Cr > Co > Mo. Com base nestes resultados, foi concluído que um efeito sinérgico de Mo e Cr deve ser a razão principal para o aumento na resistência à corrosão.<sup>10</sup> Al-Hity e colaboradores<sup>11</sup> avaliaram a resistência à corrosão de oito ligas dentárias comerciais utilizando testes de imersão e medidas de polarização linear, com o propósito de encontrar uma possível correlação entre estes dois métodos. Os autores demonstraram certa correlação entre os resultados, mas ressaltaram a ausência de registros de estudos similares para dar suporte estatístico a esta análise. Sendo assim, a existência de uma correlação, mesmo parecendo lógica, necessita da confirmação de outras investigações, em que seja considerada a grande variação nas composições, especialmente de ligas de metais básicos, como as de Ni-Cr-Mo. Apesar das próteses fabricadas com estas ligas não serem comumente concorrentes com aquelas fabricadas com ligas de Ti, nas últimas duas décadas as ligas de Ti receberam muito maior atenção na área dos biomateriais dentários. O Ti comercialmente puro, Ti-30Cu10Ag e Ti-6Al-4V resistem satisfatoriamente aos meios cloretados, mas são atacados pelos íons fluoreto, principalmente em meio ácido.<sup>12</sup> Ainda assim, existem relativamente poucas pesquisas nesse aspecto utilizando soluções fluoretadas, embora o NaF e outros sais de fluoreto sejam amplamente utilizados como agentes profiláticos em tratamentos dentários para promover a fixação de Ca,

prevenir formação de placa bacteriana e o desenvolvimento de cáries.<sup>13,14</sup> O flúor está presente nos produtos de higiene bucal do mercado brasileiro em uma concentração de 500 ppm a 1500 ppm. Apesar de ser benéfico, ele deve ser aplicado em uma dosagem correta, para que a prevenção não resulte em efeitos colaterais tais como fluorose, pigmentação dentária, alteração do esmalte e da dentina e, outros efeitos nocivos à saúde. Os cremes, géis e os enxagatatórios bucais (colutórios) não são as únicas fontes de flúor, às quais a população tem acesso.<sup>15</sup> Os governos estaduais e federal, por meio de programas de prevenção da cárie dental, utilizam métodos para fazer chegar o flúor a toda a população, inclusive a mais carente, com o objetivo de reduzir a incidência de cárie, como por exemplo: (i) adição de 0,6 mg a 0,8 mg de flúor por litro de água de abastecimento público (água fluoretada); (ii) adição de flúor ao leite (geralmente em programas alimentares em escolas públicas) sob a forma de comprimidos ou gotas; (iii) distribuição gratuita de escovas e cremes dentários.<sup>14,15</sup>

A reação do tecido humano para espécies iônicas, principalmente de Ni e de outros elementos como Be e V presentes em algumas ligas, liberadas durante o processo de corrosão pode variar de uma simples alergia a uma lesão severa na região adjacente à prótese, conhecida genericamente como doença gengival, a qual pode conduzir à remoção da mesma.<sup>16-18</sup> Mesmo naquelas restaurações metalocerâmicas (coroas, pânticos e retentores), quando um material cerâmico (sílica + alumina + feldspato) é fundido (~1000 °C) e reveste completamente a liga, este problema não desaparece, devido à interdifusão de átomos nas interfaces metal/porcelana/meio.<sup>19</sup>

Na situação atual, é necessário aprofundar a investigação sobre a reatividade das ligas, mais popularmente usadas no Brasil. Portanto, neste trabalho foram estudadas cinco ligas experimentais de Ni-Cr com o intuito de avaliar o efeito de um terceiro

elemento de adição na resistência à corrosão em meios aquosos ácidos fluoretados, que simulam as condições mais agressivas dos cremes, géis e colutórios dentais.

## 2. Experimental

### 2.1. Materiais

As ligas experimentais foram confeccionadas utilizando-se um forno de fusão a arco-voltaico com atmosfera inerte (Ar), a partir de metais comercialmente puros (cp). A composição em massa de referência foi 65Ni-25Cr-10Mo de uma liga dentária comercial, a partir da qual, foi calculada a relação atômica elementar comum para as ligas experimentais.

Os corpos-de-prova (c-d-p) obtidos foram usinados e desbastados mecanicamente sob fluxo de água, desengraxados com álcool isopropílico em banho ultrassônico, embutidos em resina para a preparação dos eletrodos de trabalho. Subsequentemente, os c-d-p foram lixados mecanicamente com lixas de SiC de granulações que variaram de 220 a 1500 *mesh*, em seguida, foram lavados com água destilada.

### 2.2. Métodos

As medidas eletroquímicas foram realizadas utilizando-se uma célula convencional termostaticada à mesma temperatura do corpo humano (37 °C), composta de três eletrodos: um referência, de Ag/AgCl (0,197 V vs. EPH), um cilindro de grafite usado como contraeletrodo e, o eletrodo de trabalho, das ligas em estudo. O eletrólito utilizado foi uma solução de NaF 0,08 mol/L, pH 4,7, que simula um dos meios mais agressivos presente em cremes, géis e colutórios dentais. Foram registradas curvas de potencial em circuito aberto (OCP) imediatamente após a imersão e, curvas de polarização cíclica (CP) a uma velocidade de

varredura de 0,001 V/s, partindo-se do valor de OCP alcançado no estado estacionário até +0,7 V, com o objetivo de se obter os limites ativo, passivo e transpassivo da varredura anódica. As medidas de impedância eletroquímica (EIS) foram realizadas no valor do potencial em circuito aberto após seis horas de imersão, com a aplicação de uma perturbação no potencial na forma de uma onda senoidal de 0,01 V de amplitude, em uma faixa de frequência de 100 kHz a 10 mHz.

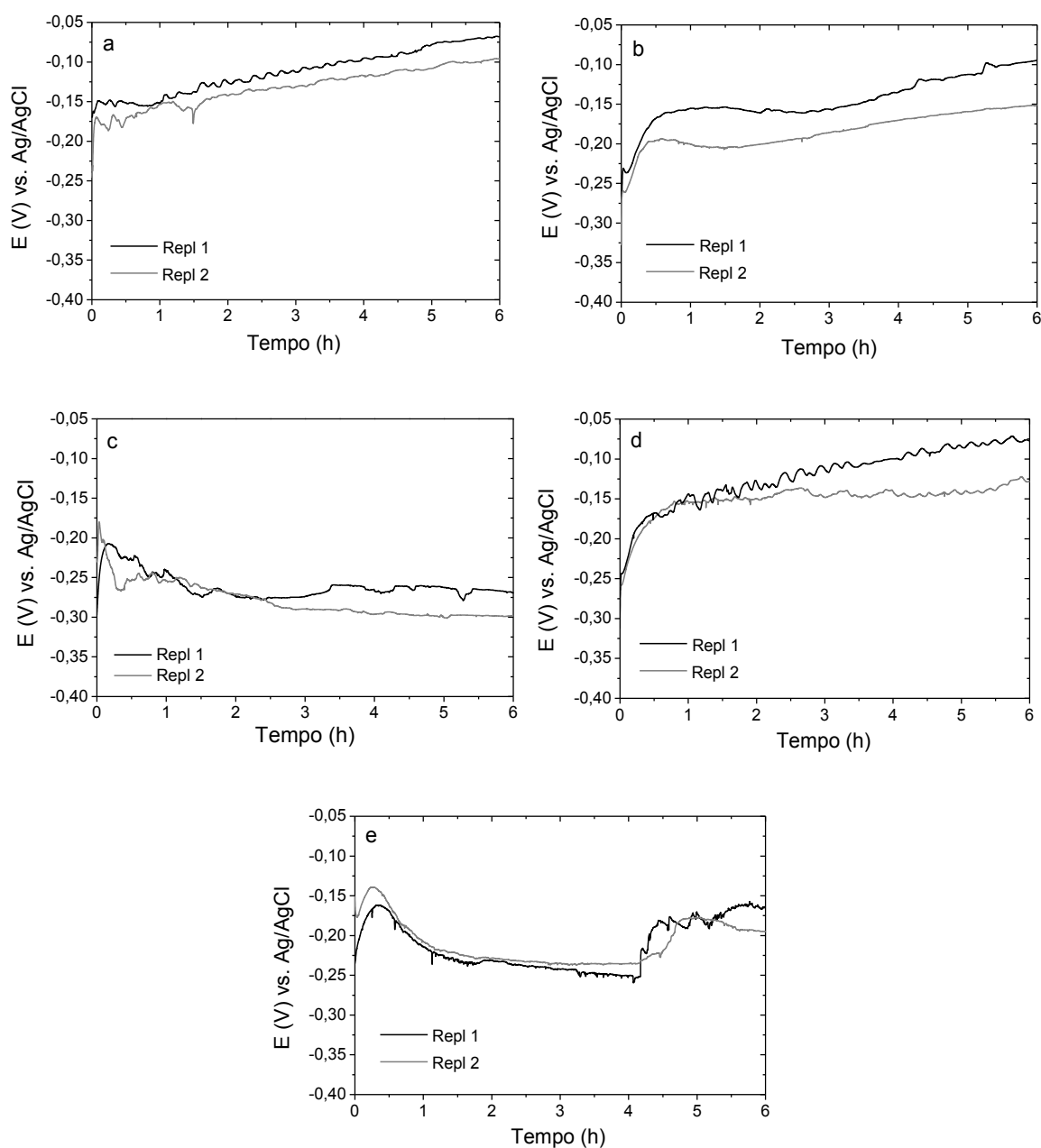
Foi utilizado um potenciostato/galvanostato Autolab, modelo PGSTAT302 com o programa GPES (General Purpose Electrochemical System) versão 4.9, para a obtenção de análise dos dados de OCP e CP; e o programa FRA (Frequency Response Analyser, Eco. Chemie B. V., Utrecht, Netherlands) versão 4.9, para a obtenção dos espectros de EIS. Um número mínimo de duas replicatas foi realizado para cada tipo de ensaio.

### 3. Resultados e Discussão

Na Figura 1, estão apresentadas replicatas das curvas de OCP para as ligas de Ni-Cr-X em meio de fluoreto. Por meio destes resultados foi possível estabelecer uma comparação relativa do caráter nobre das ligas ternárias e da estabilidade dos produtos formados no meio considerado, similar a uma série galvânica prática. De acordo com os perfis apresentados, verificou-se que as medidas de OCP parecem dividir as cinco composições em dois grupos. Nos casos em que X é Ta, W ou Mo, observa-se que OCP

aumenta rapidamente nos primeiros minutos de imersão e depois parece alcançar lentamente um estado estacionário após 5 h de imersão. Este comportamento pode ser atribuído à formação e espessamento de uma camada de óxidos, que torna a superfície menos ativa. Por outro lado, quando X é Nb ou Ti observa-se que após um rápido aumento do OCP, este começa a diminuir com frequentes oscilações, característico de um processo de dissolução seletiva ou localizada.

As diferenças observadas nas curvas de OCP, que separam estas ligas em dois grupos, também se refletem nas curvas CP, Figura 2. Quando X é Ta, W ou Mo, foi registrada uma faixa passiva bem definida durante a varredura direta, entre 0,18 e 0,43 V vs Ag/AgCl, com valores de densidade de corrente de passivação ( $i_{pp}$ ) no intervalo de 3,0  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  a 6,0  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ . Além disso, as histereses negativas, observadas somente neste grupo, indicam que a camada passiva pode ser regenerada a partir do potencial de inversão na região transpassiva. O potencial de repassivação ( $E_{rp}$ ) pôde ser claramente identificado para estas três composições no ponto de inflexão da curva durante a varredura reversa. Deste modo, é possível estimar a diferença entre o potencial de repassivação e o inicial (OCP) para cada composição estudada, a fim de inferir em qual situação a regeneração da camada passiva é mais efetiva. Neste caso, comparando-se as três ligas do primeiro grupo, verificou-se que esta diferença é maior para Ni-Cr-Mo ( $\approx 0,45$  V vs Ag/AgCl), seguindo-se Ni-Cr-W ( $\approx 0,40$  V) e, por último, Ni-Cr-Ta ( $\approx 0,15$  V).



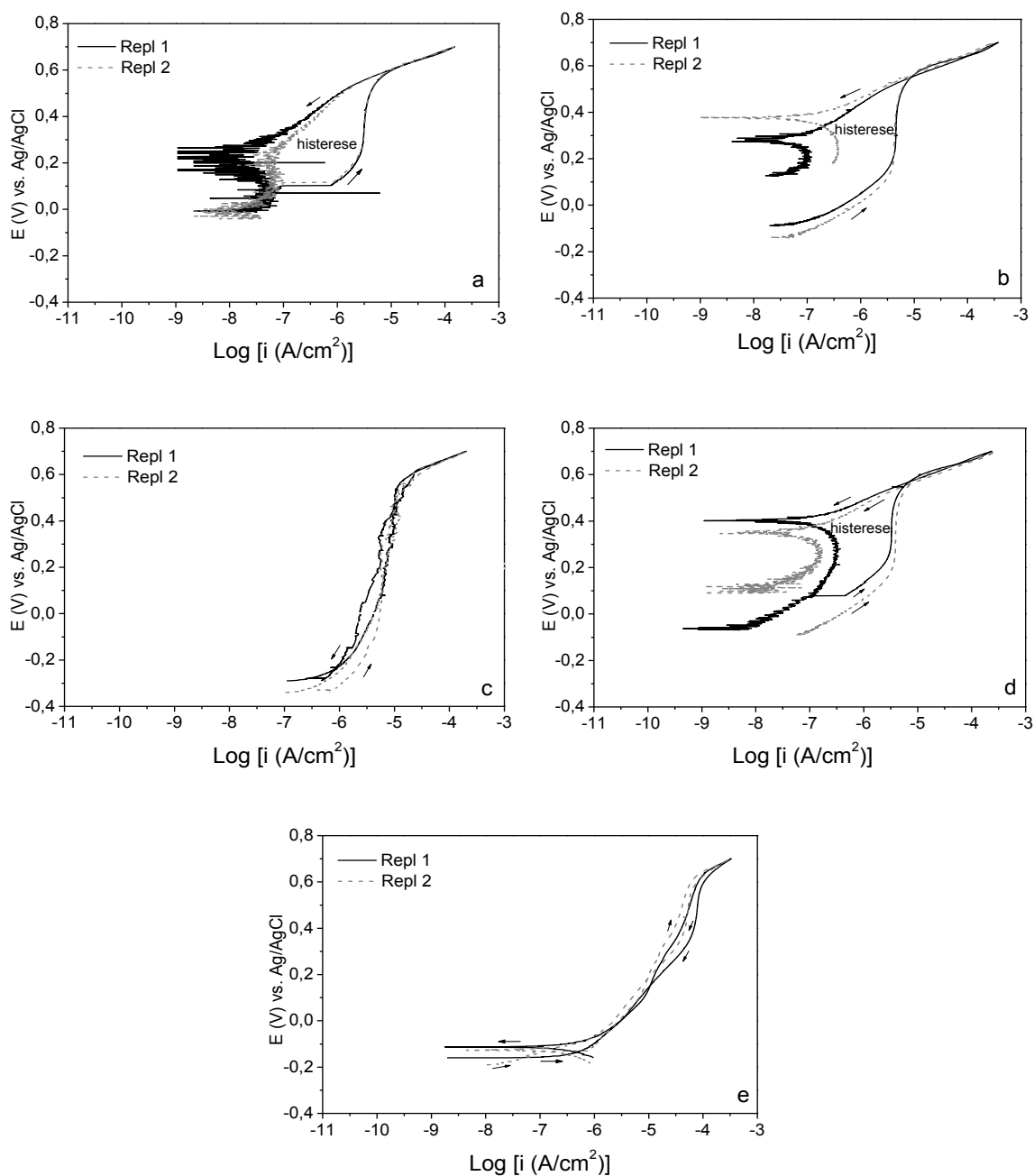
**Figura 1.** Curvas de OCP das ligas experimentais em NaF 0,08 mol/L, pH 4,7 a 37 °C: a) Ni-Cr-Ta, b) Ni-Cr-Mo, c) Ni-Cr-Nb, d) Ni-Cr-W e e) Ni-Cr-Ti

Para a liga Ni-Cr-Nb também foi observado um comportamento passivo, com uma densidade de corrente de passivação ( $i_{pp}$ ) que oscilou constantemente em torno de  $10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , em uma faixa de potencial de 0,2 V a 0,5 V vs Ag/AgCl. Estas oscilações estão frequentemente associadas a um processo de corrosão localizada. Por outro lado, para a liga Ni-Cr-Ti a densidade de corrente aumentou de forma lenta e progressiva

durante a varredura anódica, tornando difícil definir uma faixa de passividade, assemelhando-se a um comportamento pseudopassivo.<sup>20</sup> A ausência de histerese e os valores similares entre o potencial de repassivação e o potencial inicial (OCP) indicam que não ocorre regeneração da camada após dissolução parcial da liga. A Tabela 1 resume as densidades de corrente de passivação primária das ligas ternárias.

Uma ordem relativa de resistência à corrosão pode ser estimada a partir desta tabela: Ni-

Cr-Ta  $\approx$  Ni-Cr-W > Ni-Cr-Mo > Ni-Cr-Nb > Ni-Cr-Ti.



**Figura 2.** Curvas CP das ligas experimentais em NaF 0,08 mol/L, pH 4,7 a 37 °C, obtidas a 0,001 V/s: a) Ni-Cr-Ta, b) Ni-Cr-Mo, c) Ni-Cr-Nb, d) Ni-Cr-W e e) Ni-Cr-Ti

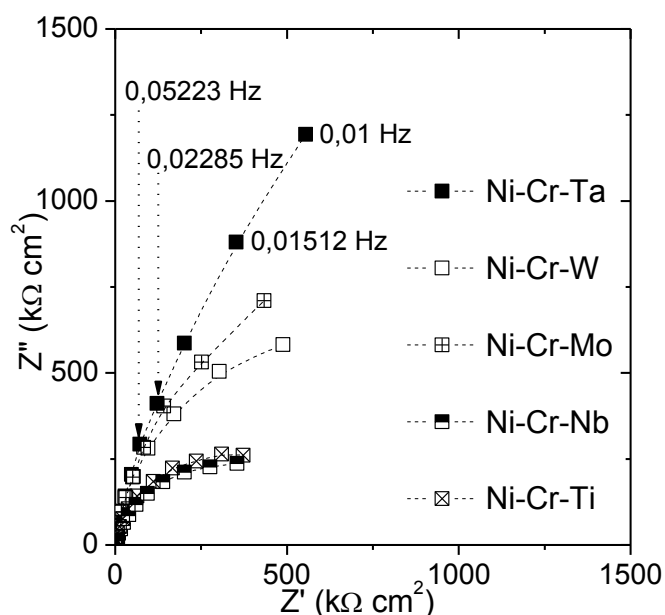
**Tabela 1.** Densidade de corrente de passivação ( $i_{pp}$ ) das ligas Ni-Cr-X

	Ni-Cr-Ta	Ni-Cr-W	Ni-Cr-Mo	Ni-Cr-Nb	Ni-Cr-Ti
$i_{pp}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	3,5	3,9	4,8	9,8	85

Os valores calculados representam a média de pelo menos duas replicatas

A Figura 3 apresenta os diagramas de Nyquist obtidos das medidas após OCP. A Tabela 2 apresenta os valores de resistência de polarização ( $R_p$ ) obtidos pela extrapolação do arco capacitivo a baixas frequências utilizando o programa de coleta e análise de

dados (FRA, versão 4.9). Esta tabela evidencia certa coerência com os valores de  $i_{pp}$  (Tabela 1), ou seja, dividindo as 5 ligas Ni-Cr-X em dois grupos: i) X = Ta, W ou Mo de maior resistência à corrosão e ii) X = Nb ou Ti de menor resistência à corrosão.



**Figura 3.** Diagrama de Nyquist das ligas experimentais em NaF 0,08 mol/L, pH 4,7 a 37 °C

**Tabela 2.** Valores de  $R_p$  estimados da Figura 3, correspondentes às diferentes ligas Ni-Cr-X

	Ni-Cr-Ta	Ni-Cr-Mo	Ni-Cr-Nb	Ni-Cr-W	Ni-Cr-Ti
$R_p$ (MΩ cm <sup>2</sup> )	1,3	0,7	0,06	0,5	0,2

Os valores calculados representam a média de duas replicatas

Comparando-se os dados das duas tabelas, deduz-se que Ta, como elemento de adição, conferiu à composição ternária maior resistência à corrosão, pois representou a condição com menor valor de  $i_{pp}$  e também maior valor de  $R_p$ . A seguir, tem-se Mo e W, com parâmetros bastante similares. Por fim, as composições com Nb e com Ti, registraram os menores valores de  $R_p$  e maiores de  $i_{pp}$ , os quais indicam que estes elementos não são bons substitutos do Mo quando se pretende um aumento na resistência à corrosão das ligas Ni-Cr no meio em estudo.

As ligas de Ni-Cr são comumente cobertas por uma fina camada, formada em maior proporção por  $Cr_2O_3$ , a qual é responsável pela resistência à corrosão. De acordo com os potenciais padrão de redução, os elementos de adição estudados podem ser oxidados em meios aquosos ácidos aerados formando os respectivos óxidos. Os mais estáveis ( $Ta_2O_5$ ,  $WO_3$ ,  $MoO_3$ ,  $Nb_2O_5$  e  $TiO_2$ ) são insolúveis em água e poderiam contribuir na passividade das ligas, mas são dissolvidos com relativa facilidade em meios ácidos contendo fluoreto formando diferentes fluorocomplexos.<sup>21-23</sup> Este efeito já foi estudado em Ti e suas ligas biomédicas, as quais são resistentes aos íons



cloretos, mas são atacados pelos íons fluoreto, principalmente em meio ácido, causando a dissolução da camada passiva pela formação de fluoro e aquocomplexos.<sup>12, 23-25</sup> Os ensaios de corrosão realizados na liga Ni-Cr-Ti utilizada neste trabalho, evidenciaram um comportamento pseudopassivo que pode ser uma consequência desta ação complexante dos íons fluoreto. Nagai *et al.*<sup>26</sup> estudaram a camada passiva formada sobre ligas de Co-Ni-Cr-Mo e detectaram os cátions  $\text{Co}^{2+}$ ,  $\text{Ni}^{2+}$ ,  $\text{Cr}^{3+}$ ,  $\text{Mo}^{4+}$ ,  $\text{Mo}^{5+}$  e  $\text{Mo}^{6+}$  junto com outras espécies como  $\text{O}^{2-}$ ,  $\text{OH}^-$  e  $\text{H}_2\text{O}$ . A fração de  $\text{Mo}^{4+}$  na camada foi menor que a de  $\text{Mo}^{5+}$  e  $\text{Mo}^{6+}$  na liga polida e, aumentou após imersão da liga em uma solução fisiológica. Estes autores inferiram que a camada pode consistir de  $\text{Ni}(\text{OH})_2$ ,  $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ,  $\text{MoO}_2$ ,  $\text{Mo}_2\text{O}_5$  e  $\text{MoO}_3$ . Zhang e colaboradores<sup>27</sup> investigaram as propriedades passivas e transpassivas da camada de óxidos sobre uma liga de Ni-Cr-Mo e observaram que à medida que o potencial aumentava dentro da região transpassiva ocorria a oxidação do  $\text{Cr}^{3+}$  dando lugar à formação de uma camada não uniforme sobre a superfície da liga.

#### 4. Conclusão

O grupo de ligas Ni-Cr-X (X = Ta, Mo ou W) mostrou maior resistência à corrosão quando comparadas com o segundo grupo (X = Ti ou Nb) em NaF 0,08 mol/L, pH 4,7. As diferenças podem estar associadas com a capacidade de formação de uma camada contínua e na estabilidade que esta apresenta em um meio oxidante contendo um ânion complexante. No primeiro grupo, destaca-se a liga Ni-Cr-Ta por apresentar maior resistência à corrosão que a liga de referência Ni-Cr-Mo, apesar dos parâmetros que avaliam a repassivação indicarem maior dificuldade de regeneração da camada passiva na primeira. Este fato é preocupante, no momento em que as restaurações estão submetidas a diferentes tipos de esforços mecânicos, tanto em módulo como em direção, que podem provocar a ruptura da camada e

consequentemente, a liberação dos componentes menos nobres da liga. No presente estudo, não foi observada vantagem em substituir Mo por W e muito menos por Nb ou Ti.

#### Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP e PROPe/UNESP pelo auxílio financeiro.

#### Referências Bibliográficas

- <sup>1</sup> Anusavice, K. J.; *Materiais Dentários*, 10a. ed., Guanabara Koogan S.A.: Rio de Janeiro, 1998.
- <sup>2</sup> Galan Júnior, J.; *Materiais Dentários*, 1a. ed., Livraria Santos Editora Ltda.: São Paulo, 1999.
- <sup>3</sup> Bauer, J.; Costa, J. F.; Carvalho, C. N.; Grande, R. H. M.; Loguercio, A. D.; Reis, A. Characterization of two Ni-Cr dental alloys and the influence of casting mode on mechanical properties. *Journal Prosthodontic Research* **2012**, *56*, 264. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- <sup>4</sup> Wylie, C. M.; Shelton, R. M.; Fleming, G. J. P.; Davenport, A. J. Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dental Materials* **2007**, *6*, 655. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- <sup>5</sup> Tuna, S. H.; Pekmez, N. O.; Keyf, F., Canli, F. The influence of the pure metal components of four different casting alloys on the electrochemical properties of the alloys. *Dental Materials* **2009**, *25*, 1096. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- <sup>6</sup> Brooks, C. R.; *Heat treatment, structure and properties of nonferrous alloys*, 9a. ed., ASM Metals Park: Ohio, 1982.
- <sup>7</sup> Silva, J. W. J.; Baldissera, C. B.; Felipe, H.; Codaro, E. N. Effect of recasting procedure upon corrosion behavior and metallic ion release of Co-Cr-Mo Dental Alloy in Physiological Serum. *Practical Metallography* **2009**, *7*, 46. [[CrossRef](#)]
- <sup>8</sup> Jones, S. B.; Taylor, R. L.; Colligon, J. S.; Johnson, D. Effect of element concentration on nickel release from dental alloys using a

- novel ion beam method. *Dental Materials* **2010**, *26*, 249. [CrossRef] [PubMed]
- <sup>9</sup> Ogura, K.; Ohama, T. Pit formation in the cathodic polarization of passive iron IV. Repair mechanism by molybdate, chromate and tungstate. *Corrosion* **1984**, *40*, 47. [CrossRef]
- <sup>10</sup> Metikos-Hukovic, M.; Babic, R. Some aspects in designing passive alloys with an enhanced corrosion resistance. *Corrosion Science* **2009**, *51*, 70. [CrossRef]
- <sup>11</sup> Al-Hity, R. R.; Kappert, H. F.; Viennot, S.; Dalard, F.; Grosgeat, B. Corrosion resistance measurements of dental alloys, are they correlated? *Dental Materials* **2007**, *23*, 679. [CrossRef] [PubMed]
- <sup>12</sup> Al-Mayouf, A. M.; Al-Swayih, A. A.; Al-Mobarak, N. A.; Al-Jabab, A. S. Corrosion behavior of a new titanium alloy for dental implant applications in fluoride media. *Materials Chemistry and Physics* **2004**, *86*, 320. [CrossRef]
- <sup>13</sup> Rezende, M. C. R. A.; Alves, A. P. R.; Codaro, E. N.; Dutra, C. A. M. Effect of commercial mouthwashes on the corrosion resistance of Ti-10Mo experimental alloy. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* **2007**, *18*, 149. [CrossRef] [PubMed]
- <sup>14</sup> Portaria nº 71, 29 de maio de 1996, da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde: apresenta as informações indispensáveis que devem constar nas embalagens dos dentífricos.
- <sup>15</sup> Portaria nº 21, 25 de outubro de 1989, da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde: estabelece requisitos para assegurar a qualidade e a eficácia dos cremes dentais.
- <sup>16</sup> Lu, Y.; Chen, W.; Ke, W.; Wu, S. Nickel-based (Ni-Cr and Ni-Cr-Be) alloys used in dental restorations may be a potential cause for immune-mediated hypersensitivity. *Medical Hypotheses* **2009**, *73*, 716. [CrossRef] [PubMed]
- <sup>17</sup> Reclaru, L.; Unger, R. E.; Kirkpatrick, C. S.; Eschler, P. Y.; Zuercher, M. H.; Antoniac, I.; Luthy, H. Ni-Cr based alloys; Ni release, corrosion and biological evaluation. *Materials Science and Engineering: C* **2012**, *32*, 1452. [CrossRef] [PubMed]
- <sup>18</sup> McGinley, E. L.; Coleman, D. C.; Moran, G. P.; Fleming, G. J. P. Effects of surface finishing on the biocompatibility of a nickel-chromium dental casting alloy. *Dental Materials* **2011**, *27*, 637. [CrossRef] [PubMed]
- <sup>19</sup> Huang, H. H.; Lin, M. C.; Lee, T. H.; Yang, H. W.; Chen, F. I.; Wu, S. C.; Hsu, C. C. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of Oral Rehabilitation* **2005**, *32*, 206. [CrossRef] [PubMed]
- <sup>20</sup> Tait, W. S.; *An introduction to electrochemical corrosion testing for practicing engineers and scientists*, PairODocs Publications, 1994.
- <sup>21</sup> Handbook of Chemistry and Physics – CRC, 2014-1025. Disponível em: <<http://www.hbcpnetbase.com>>. Acesso em: 8 maio 2015.
- <sup>22</sup> Lee, J. D.; *Química Inorgânica não tão Concisa*, 5a. ed., Editora Edgard Blucher Ltda: São Paulo, 2000.
- <sup>23</sup> Pourbaix, M.; *Atlas of Electrochemical Equilibria in Aqueous Solutions*, 2a. ed., CEBELCOR: Brussels, 1984.
- <sup>24</sup> Reclaru, L.; Meyer, J.-M. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials* **1998**, *19*, 85. [CrossRef] [PubMed]
- <sup>25</sup> Nikiforov, G. B.; Roesky, H. W.; Koley, D. A survey of titanium fluoride complexes, their preparation, reactivity, and applications. *Coordination Chemistry Reviews* **2014**, *258*, 16. [CrossRef]
- <sup>26</sup> Nagai, A.; Tsutsumi, Y.; Suzuki, Y.; Katayama, K.; Hanawa, T.; Yamashita, K. Characterization of air-formed surface oxide film on a Co-Ni-Cr-Mo alloy (MP35N) and its change in Hanks' solution. *Applied Surface Science* **2012**, *258*, 5490. [CrossRef]
- <sup>27</sup> Zhang, X.; Zagidulin, D.; Shoesmith, D. W. Characterization of film properties on the Ni-Cr-Mo alloy C-2000. *Electrochimica Acta* **2013**, *89*, 814. [CrossRef]