

Avaliação do desajuste cervical de coroas obtidas em ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Ti

Evaluation of the marginal fit of nickel-chromium and nickel-chromium-titanium alloys crowns

IBRTECA
Seção de Coróias
Instituto Brasileiro de Odontologia

José Gilberto Martins **MONDIN***
Renata Cristina Silveira **RODRIGUES****
Adriana da Fonte Porto **CARREIRO****
Maria da Glória Chiarello de **MATTOS*****
Ricardo Faria **RIBEIRO******

*Bolsista de In. Cient. da FAPESP (Projeto 02/00387-8)
**Aluna de Pós-Grad., nível Dout., Reab. Oral, FORP-USP
*** Prof. Titular, Depto. de Materiais Dentários e Prótese, FORP-USP
****Prof. Associado, Depto. de Materiais Dentários e Prótese, FORP-USP

RELEVÂNCIA CLÍNICA

Este artigo demonstra a viabilidade da utilização de ligas alternativas constituídas de metais básicos (Ni-Cr-Ti) com resultados tão bons quanto o das ligas básicas de Ni-Cr, tradicionalmente utilizadas, associando as vantagens da adição do titânio, um metal altamente biocompatível.

RESUMO

O aperfeiçoamento de ligas metálicas fundidas na Odontologia fica evidenciado pelo aumento crescente de ligas alternativas contendo titânio e derivadas deste. As ligas de níquel-cromo, indicadas para coroas metalocerâmicas devido à capacidade de reprodução de detalhes, suas propriedades físicas e mecânicas apropriadas, e principalmente pelo requisito econômico, são as mais utilizadas desde a década de 30. Estas ligas deixam a desejar biologicamente, devido à liberação de alta quantidade de íons e notável corrosão quando em contato com o meio orgânico. O titânio proporciona vantagens de alta resistência à corrosão com excelente biocompatibilidade. Com o acréscimo do titânio às ligas fundidas espera-se, dentre outros fatores, a melhora de seu desempenho biológico. Sendo assim, foi desenvolvida uma liga de Ni-Cr-Ti. Contudo, uma restauração necessariamente deve ter suas margens estreitamente adaptadas à linha de terminação cavo-superficial do preparo. Com este intuito foi avaliado o desajuste cervical de peças metálicas fundidas com a liga Tilitite Omega (Ni-Cr-Ti), comparando-a à liga Verabond II (Ni-Cr). A análise dos dados permitiu concluir que não houve diferenças estatísticas significantes entre as ligas testadas, sugerindo a utilização segura da liga de Ni-Cr-Ti.

PALAVRAS-CHAVE

Adaptação marginal (odontologia); ligas dentárias; coroas.

INTRODUÇÃO

Durante a execução de um tratamento reabilitador protético, especificamente com a indicação de próteses parciais fixas, o profissional depara-se com fatores econômicos, técnicos e de

biocompatibilidade, que o conduzirão a optar por um tipo de liga fundida odontológica. Entre as ligas metálicas usadas em Odontologia, as ligas de níquel-cromo têm adquirido indiscutível importância (Ballester², 1999), em virtude da crise econômica e devido às suas propriedades físicas que as tornam muito apropriadas para próteses metalocerâmicas.

Entretanto, no ambiente bucal, com variações frequentes de pH, íons fluoreto e umidade, estas ligas sofrem corrosão em graus variados. A corrosão pode causar enfraquecimento e perda da estética da restauração, como também potenciais perigos à saúde, segundo Bayramoglu et al.³, 2000.

Wataha et al.¹⁵, em 1998, afirmaram que a redução no pH (condição ácida) aumenta a liberação de elementos das ligas odontológicas. Muitas vezes a diminuição do pH provém do acúmulo de placa e este efeito é especialmente pronunciado para ligas à base de níquel.

Devido à susceptibilidade à corrosão acelerada das ligas de níquel-cromo, e a alta liberação de íons níquel e berílio, os tecidos orais adjacentes estarão sujeitos a altas concentrações desses íons, aumentando o risco de efeitos tóxicos locais (Wataha¹⁴, 2000).

A maior tendência de coincidência entre alergia e metais intraorais foi observada dentre ligas de Co-Cr-Ni e os elementos Pd, Ni e Cr (Hamano et al.¹⁰, 1998).

Segundo Gil et al.⁹ 1999, amostras contendo titânio tiveram moderada dissolução de íons, sob efeito de pH em faixas corrosivas, comparadas a ligas economicamente compatíveis. Na superfície de estruturas fundidas em titânio, isto não ocorre, pelo fato de ocorrer em sua superfície a formação de uma camada de óxidos de titânio denominada de camada passivadora e que lhes confere proteção.

Além da biocompatibilidade, observa-se que uma das maiores preocupações nas fundições odontológicas é conseguir a adaptação da peça. Assim, a proposta deste trabalho é verificar o desajuste marginal de peças metálicas fundidas nas já consagradas ligas alternativas compostas de Ni-Cr, comparando-as a peças obtidas com a inovadora liga básica de Ni-Cr-Ti, que agrega as qualidades do titânio.

MATERIALE MÉTODOS

Para a realização da fase experimental desta pesquisa, foram

utilizadas as ligas metálicas: Tilitite Ω - Ni-Cr-Ti e Verabond II - Ni-Cr, cujas informações são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Materiais utilizados

Liga	Nome comercial /Fabricante	Composição*
Ni-Cr-Ti	Tilitite Ω /Talladium Inc., EUA	Ni- 60-76% Cr- 12-21%
Ni-Cr	Verabond II/Aalba Dent. Inc., EUA	Ni- 75,55% (Máx.) Cr-11,50% Mo- 3,50% Si- 3,50% Nb- 4,25% Al- 2,25%

* Informações dos fabricantes

Desajuste cervical

1. Troquel metálico

Foi obtido, por torneamento, um troquel metálico de aço inoxidável, preparado em forma de coroa total com término cervical em chanfro, altura: 8,28mm, ângulo de convergência das paredes axiais: $4^\circ 20'$, paredes axiais: 6,32mm, diâmetro da superfície oclusal plana: 5,58mm e diâmetro do ombro cervical: 9,16mm.

Para uniformizar a espessura dos padrões de cera, foi utilizada uma cápsula-matriz confeccionada em latão, que se adaptava ao redor do troquel e ultrapassava sua altura em 1mm.

2. Obtenção dos padrões de cera

Os padrões foram obtidos com cera em esferas Schüller (Polidental Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil), fundida em plastificador de cera (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha), que permitiu controlar a cera liquefeita à temperatura de $75 \pm 5^\circ\text{C}$, conforme determina a especificação n° 4 da American Dental Association (ADA).

O troquel metálico foi isolado com vaselina líquida e a cápsula-matriz, também isolada internamente com vaselina líquida, foi adaptada ao troquel com o intuito de manter o limite cervical e a altura do futuro casquete. Em seguida, a cera liquefeita era vertida com excesso através da abertura superior da cápsula-matriz, com auxílio de um conta-gotas; aguardava-se 10 min para a solidificação da cera à temperatura ambiente. Após esse período, os excessos de cera eram removidos com auxílio de uma espátula de borda plana; em seguida a cápsula-matriz era cuidadosamente removida (Figura 1).



Figura 1 - Troquel metálico e corpo-de-prova encerado

Uma marca de referência foi feita no padrão de cera com a finalidade de guiar a inserção das coroas no troquel metálico.

Após ter-se obtido o padrão, foi fixado em sua superfície oclusal um conduto de alimentação formando um ângulo de 45° com essa superfície. Em seguida, o padrão foi removido do troquel e fixado à base conformadora de cadinho, através do conduto de alimentação.

3. Inclusão e fundição

A inclusão dos padrões de cera foi realizada com revestimento fosfatado (Termocast, Polidental - Brasil). O revestimento foi proporcionado (100g/16ml) e espatulado manualmente por 15 segundos e mecanicamente a vácuo (Turbo-Mix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil) por 90 segundos, de acordo com as recomendações do fabricante.

Após a inclusão, aguardava-se no mínimo 1 hora, e então o anel de revestimento era introduzido no forno (EDGCON 3P, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil). Foi estipulada a temperatura de aquecimento do molde de 950°C , onde os anéis eram mantidos aquecidos por 1 hora. Completado esse tempo, eram realizadas as fundições na máquina de fundição Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, São Paulo, Brasil), que é realizada por plasma, sob vácuo e atmosfera de argônio, submetendo o metal fundido ao sistema de injeção por vácuo-pressão, de maneira totalmente automática. Considerando desde a introdução do anel na máquina, até o resfriamento total, o tempo gasto no processo é de cerca de 3min., sendo que a fusão das ligas gastou, nesse trabalho, 36 segundos por fundição.

Após o anel estar totalmente frio, os corpos-de-prova foram desincludidos com auxílio de martelo pneumático, separados dos lastros de fundição e limpos com jato de óxido de alumínio ($100\mu\text{m}$, a 80lib/pol^2). Não foram executados procedimentos de acabamento e polimento, sendo que os mesmos foram apenas assentados sobre o troquel (Figura 2).



Figura 2 - Corpo-de-prova fundido e adaptado ao troquel

4. Determinação do desajuste cervical

Para a determinação do desajuste cervical, foram selecionados pontos correspondentes aos graus 90°, 180°, 270° e 360° da circunferência, posicionados 1mm abaixo do término cervical, que foram previamente marcados no troquel metálico.

O corpo-de-prova foi posicionado no troquel metálico guiado pela linha de referência previamente registrada. Em seguida, o conjunto troquel/corpo-de-prova foi submetido a uma carga de ajuste por intermédio de uma prensa* com espaçador, especialmente confeccionada para este ensaio, com a finalidade de obter assentamento uniforme em todos os corpos-de-prova (Figura 3). O conjunto foi levado ao microscópio óptico de medição Nikon (Nippon Kogaku K.K., Tokyo, Japão), sob aumento de quinze vezes, para determinação do desajuste cervical (Figura 4), que foi determinado como a distância lida perpendicularmente entre as margens do troquel e as da infra-estrutura, nos locais de leitura pré-estabelecidos.

Foram realizadas três repetições para cada local, obtendo-se valores originais resultantes da leitura através da lente reticulada do microscópio de medição. A partir desses valores, foi calculada a média de cada região analisada, para cada corpo-de-prova.

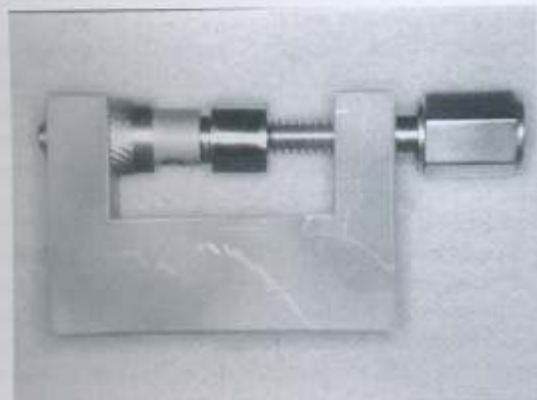


Figura 3 - Corpo-de-prova na prensa para posicionamento durante a leitura do desajuste cervical.



Figura 4 - Conjunto prensa-corpo-de-prova no microscópio.

RESULTADOS

1. Desajuste cervical

Do registro numérico de desajuste cervical, foram obtidos dados referentes a:

- Duas ligas (Tilite Ω , liga de Ni-Cr-Ti, e Verabond II, liga de Ni-Cr)
- Doze repetições, resultando o produto fatorial: $2 \times 12 = 24$ valores numéricos (Tabela 2).

Tabela 2 - Desajuste cervical (μm) - valores originais

Valores	Ni-Cr-Ti	Ni-Cr
Mínimo	47,1	39,4
Máximo	69,3	59,8
\bar{X}	56,1	53,1
s	8,7	6,2

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares indicou que a distribuição amostral era não normal, indicando o uso da estatística não-paramétrica, pelo Teste U de Mann-Whitney (Tabela 3).

Tabela 3 - Teste U de Mann-Whitney, valores de desajuste cervical (μm)

Teste U de Mann-Whitney
Valores de U:
U (1): 79
U (2): 65
Valor calculado de Z: 0,4041
Probabilidade de igualdade (HO): 34,31%
Não-significante, amostras iguais ($\alpha > 0,05$)

Observa-se que não houve diferença estatisticamente significativa.

Foi construído também o Gráfico da Figura 5, que representa as médias de desajuste cervical observadas.

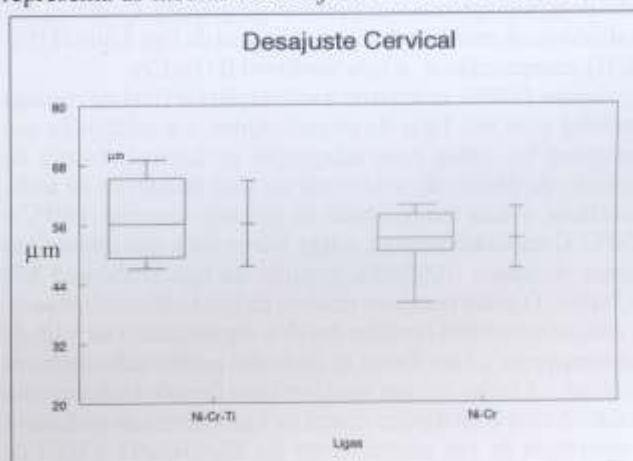


Figura 5 - Representação gráfica das médias e desvios-padrão dos desajustes observados.

* Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese - FORP-USP

DISCUSSÃO

As ligas de titânio têm sido motivo de intenso estudo para se chegar às qualidades ideais em relação às propriedades de resistência à corrosão, espessura das camadas de óxidos, compatibilidade dos coeficientes de expansão térmica, resistência de união à porcelana e adaptação marginal.

O titânio proporciona vantagens de excelente biocompatibilidade em meio orgânico, baixos valores de íons liberados, ótima resistência à corrosão e baixo módulo de elasticidade (Kedic et al.¹¹, 1998).

As ligas de níquel-cromo são as mais utilizadas na confecção de artefatos protéticos. Indicadas para coroas metalocerâmicas devido à capacidade de reprodução de detalhes, propriedades físicas e mecânicas (resistência à flexão, módulo de elasticidade e condutividade térmica) apropriadas e principalmente por requisito econômico, não correspondem a requisitos biológicos básicos, conforme Gil et al.⁹, 1999, que constataram também liberação de alta quantidade de íons e notável corrosão.

Bayramoglu et al.³ (2000) afirmaram que a corrosão pode causar enfraquecimento e perda de estética da restauração, diminuindo sua durabilidade, além de potenciais perigos à saúde.

Amostras contendo titânio tiveram moderada dissolução de íons, sob efeito de pH em faixas corrosivas para ligas economicamente compatíveis (Gil et al.⁹, 1999). Em sua superfície ocorre a formação de uma camada de óxido de titânio, designada camada passivadora, que lhes confere proteção no meio ambiente.

Kuphasuk et al.¹², 2001 demonstraram que ligas à base de Ni-Ti, submetidas à corrosão eletroquímica, foram cobertas com uma mistura de óxido de titânio (TiO₂) e óxido de titânio nitroso (Ni₂Ti₄O) após o teste.

Com o acréscimo do titânio às ligas metálicas fundidas espera-se, dentre outros fatores, a melhora de seu desempenho biológico. Com esta finalidade foi desenvolvida uma liga de Ni-Cr-Ti (Tilite Ω), com componentes que podem variar nas suas porcentagens: Níquel (60 – 76%), Cromo (12 – 21%), Molibdênio (4 – 14%) e Titânio (4 – 6%).

Mas a restauração só poderá subsistir no meio biológico bucal, se suas margens estiverem estreitamente adaptadas à linha de terminação cavo-superficial do preparo. Com isso, foi avaliado nesse estudo o desajuste cervical da liga Tilite Ω (Ni-Cr-Ti), comparando-a a liga Verabond II (Ni-Cr).

Armas¹ (1986) comparou a adaptação cervical de *copings* fundidos com três ligas de níquel-cromo, e a influência que poderiam ter sobre essa adaptação os fatores: forma de inclusão do padrão de cera, com ou sem utilização de anéis metálicos, e duas temperaturas de pré-aquecimento, 850°C e 950°C. Comparativamente, a liga Nibon foi a que apresentou menor desajuste (0,65µm), seguida da liga Durabond MS (0,78µm). O maior desajuste resultou da liga Unibond (0,86µm). A análise estatística também revelou significância de 0,05 de confiança para o fator forma de inclusão, produzindo melhores resultados a inclusão com anel metálico forrado com amianto úmido. A interação tríplice marca da liga x forma de inclusão x temperatura de pré-aquecimento foi significativa a 0,05 de confiança.

No processo de fundição, o revestimento utilizado minimiza em diferentes graus o desajuste causado pela contração da liga. Carreiro⁶ (2002) avaliou a fusibilidade, desajuste cervical e rugosidade superficial de ligas de Ni-Cr (Durabond), Co-Cr-

Mo (Vera PDI) e Co-Cr-Mo-W (Remanium - 2000), em função de técnica de inclusão mista, comparando-a à técnica de inclusão convencional, com revestimento aglutinado por sílica (Refracil) e com revestimento aglutinado por fosfato (Termocast). Os resultados de desajuste cervical mostraram maiores valores para a liga Remanium - 2000 (153µm em média) em relação às ligas Durabond (89µm em média) e Vera PDI (85µm em média), que foram estatisticamente semelhantes. E ainda, o emprego da técnica mista (137µm em média) resultou valores estatisticamente superiores aos obtidos quando da inclusão com revestimento aglutinado por fosfato (82µm em média).

Na avaliação das alterações na adaptação marginal de coroas metalocerâmicas após os ciclos de cocção da porcelana, em casquetes confeccionados em dois tipos de ligas, Wiron 99 (Ni-Cr) e Begopal (Pd-Cu), Gemalmaz & Alkumru⁸ (1995) indicaram que a maior alteração da adaptação marginal foi observada após a degaseificação e discretamente aumentada após a aplicação do corpo da porcelana e do glaze; a liga de Ni-Cr proporcionou desajuste cervical significativamente menor que a liga de Pd-Cu; o tipo de término cervical (ombro ou chanfro) não influenciou os valores de desajuste cervical obtidos. Os autores destacaram que a abertura marginal não foi maior que 30µm, o que representa que os valores obtidos são aceitáveis clinicamente.

A norma n° 5 da *American Dental Association* – ADA (1174/75) preconiza 40µm como valor máximo de desajuste cervical. Neste trabalho, a liga Tilite Ω (56,1µm em média), apresentou desajuste cervical semelhante ao da liga Verabond II (53,1µm em média). Provavelmente esses valores seriam reduzidos se a convergência do preparo no troquel fosse maior e as fundições fossem aliviadas internamente, como demonstrou Ushiwata et al.¹³ (2000), comparando a adaptação marginal de *copings* de Ni-Cr, antes e depois da técnica de ajustes internos de fundições com troquéis duplicados e agente evidenciador. A discrepância da adaptação marginal dos *copings* foi significativamente reduzida com esta técnica (>52% em média) para todos os grupos experimentais.

Um aperfeiçoamento do grau de exatidão na fundição de coroas de titânio é indicado por Chan et al.⁷ (1998), que demonstraram que a discrepância marginal para *copings* fundidos com duplo conduto de alimentação (32,1 ± 12,8µm) foi significativamente menor em relação ao grupo com conduto único (49,8 ± 16,4µm) em fundições de titânio comercialmente puro.

Besimo et al.⁵ (1997) apresentaram em seu estudo os valores médios da desadaptação cervical de coroas fundidas em titânio produzidas pelas técnicas CAD/CAM. A avaliação baseada em 10 tipos de testes resultou em 47,0 ± 31,5µm. Esses valores são realmente maiores que os encontrados por Chan et al.⁷, 1998.

Os sistemas convencionais comparados aos sistemas inovadores assemelham-se, em alguns casos, como demonstraram Beschnidt & Strub⁴ (1999), avaliando a adaptação marginal de diferentes sistemas de coroas cerâmicas totais após simulação em boca artificial. A técnica *Empress staining* mostrou as menores fendas marginais (47µm em média), seguidas pela convencional *In-Ceram* (60µm em média) e a técnica *Empress veneer* (62µm em média). Coroas *Celay In-Ceram* mostraram média de 78µm, seguidas pelas coroas *Celay feldspathic* com média de 99µm. A fenda marginal das coroas controle (PFM) mostrou média de 64µm. O estudo indicou que todas as coroas cerâmicas totais testadas tiveram margens

clínicamente aceitáveis.

CONCLUSÃO

Baseados na avaliação do desajuste cervical, considerando a metodologia empregada, podemos concluir que:

- a liga de Ni-Cr-Ti não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparada à liga de Ni-Cr, podendo ser utilizada com segurança.

ABSTRACT

The improvement of cast alloys in Dentistry is evidenced by the drastic increase of titanium and alloys contain titanium. The nickel-chromium alloys, indicated for metaloceramic crowns due to the details reproduction capacity, appropriated physical properties, and mostly by economic requisite, are the useddest by enough time. These alloys are biologically worse, due to the high quantity ions liberation and notable corrosion. The titanium provides advantages like high corrosion resistance and excellent biocompatibility. Adding titanium to cast alloys, among other factors, we are looking for the improvement of your biological performance. So, it was developed a Ni-Cr-Ti alloy. However, a restoration should necessarily have their margins narrowly adapted to the prepare termination line. This study evaluated the marginal fit of pieces casted with Tilitite ? (Ni-Cr-Ti), comparing it to the Verabond II (Ni-Cr) alloy. The statistical analysis allowed to conclude that there wasn't significant difference between tried alloys, suggesting the viability of Ni-Cr-Ti safe utilization.

KEYWORDS

Marginal fit (dentistry); dental alloys; crowns

REFERÊNCIAS

1. ARMAS, E.C. Estudo comparativo da adaptação cervical de "copings" fundidos com três ligas de níquel-cromo, variando-se a forma de inclusão e a temperatura de pré-aquecimento. 1986, 120 p. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
2. BALLESTER, R.Y. Estudo sobre as expansões de presa de revestimentos e sobre o efeito do forro de celulose no ajuste de peças fundidas em Ni-Cr com a utilização de um revestimento fosfatado. 1999, 88 p. Tese (Livres Docência) –

- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
3. BAYRAMOGLU, G. et al. The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 27, n. 7, p. 563-575, jul. 2000.
 4. BESCHNIDT, S.M.; STRUB, J.R. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 26, n. 7, p. 582-593, jul. 1999.
 5. BESIMO, C.; JEGER, C.; GUGGENHEIM, R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int. J. Prosthodont.*, Lombard, v. 10, n. 6, p. 541-546, nov./dec. 1997.
 6. CARREIRO, A.F.P. Avaliação do efeito da técnica de inclusão sobre a fusibilidade, desajuste cervical e rugosidade superficial de ligas de Ni-Cr, Co-Cr-Mo e Co-Cr-Mo-W. 2002, 79 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
 7. CHAN, D.C. et al. The effect of sprue design on the marginal accuracy of titanium castings. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 25, n. 6, p. 424-429, jun. 1998.
 8. GEMALMAZ, D.; ALKUMRU, H. N. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 49-54, jan. 1995.
 9. GIL, E.J. et al. In vitro corrosion behavior and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int. Dent. J.*, London, v. 49, n. 6, p. 361-367, dec. 1999.
 10. HAMANO, H. et al. Investigation of metal allergy to constituent elements of intraoral restoration materials. *Kokubyo Gakkai Zasshi*, Tokyo, v. 65, n. 1, p. 93-99, mar. 1998.
 11. KEDIC, S.P. et al. Corrosion behavior of dental and alloys in different media. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 25, n. 10, p. 800-808, oct. 1998.
 12. KUPHASUK, C. et al. Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 85, n. 2, p. 195-202, feb. 2001.
 13. USHIWATA, O. et al. Marginal fit of nickel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicated stone dies and disclosing agent. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 83, n. 6, p. 634-643, jun. 2000.
 14. WATAHA, J.C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 83, n. 2, p. 223-234, feb. 2000.
 15. WATAHA, J.C. et al. Effect of pH on element release from dental casting alloy. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 80, n. 6, p. 691-698, dec. 1998.

Endereço para correspondência

Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro
 Depto. de Materiais Dentários e Prótese – FORP-USP
 Av. do Café, s/n – Monte Alegre
 14040-904 – Ribeirão Preto – SP
 Fone: (16) 602-4005 / Fax: (16) 633-0999
 E-mail: rribeiro@forp.usp.br