

Avaliação da resistência à tração de ligas de níquel-cromo para restaurações metalocerâmicas fundidas sob diferentes fontes de calor

Evaluation of tensile strength of nickel-chromium alloys for metallo-ceramic restorations melted under different heat sources

Resumo

O objetivo deste estudo foi verificar a resistência máxima à tração (RMT) de três ligas a base de Ni-Cr fundidas com duas diferentes fontes de calor: maçarico gás/oxigênio (MA) e indução eletromagnética (IE - F.Ili Manfredi). As ligas utilizadas foram Ni-Cr (NC - VeraBond II/Aalba), Ni-Cr-Be (NB - VeraBond/Aalba) e Ni-Cr-Ti (NT - Tilitte-Star/Taladium), formando seis grupos. Para tanto, foram confeccionados 36 corpos-de-prova na forma de cilindro com 45 mm de comprimento e 1,6 mm de diâmetro ($n = 6$ para cada condição) em um revestimento fosfatado (Micro Fine 1700). O ensaio de tração foi realizado com uma máquina de ensaios universal (Riehle), à velocidade de 0,5 mm/min, com distância entre garras de 25 mm. Os dados foram submetidos à análise de variância com dois fatores cruzados e teste de Tukey para contraste de médias ($\alpha = 5\%$). As médias, os desvios-padrão (MPa) e a significância estatística foram: grupo (NC + MA) = $613,8 \pm 87,8b$; grupo (NC + IE) = $557,4 \pm 80,0b$; grupo (NB + MA) = $877,7 \pm 76,8a$; grupo (NB + IE) = $675,9 \pm 103,9b$; grupo (NT + MA) = $836,0 \pm 57,6a$; grupo (NT + IE) = $912,1 \pm 79,9a$. Conclui-se que o método de fundição teve influência apenas para a liga de Ni-Cr-Be e que a liga de Ni-Cr-Ti teve um comportamento superior ao da liga de Ni-Cr, independentemente da fonte de calor utilizada;

Palavras-chave: ligas metalocerâmicas, técnicas de fundição odontológica, resistência à tração.

José Roberto de Oliveira Bauer¹
Leonardo Eloy Rodrigues Filho²
Alessandra Reis³
Alessandro Dourado Loguercio³
Marcos Schroeder⁴
Antonio Muench⁵

Introdução

O elevado custo das ligas a base de ouro ou paládio levou à redução do seu uso na odontologia. Por esse motivo, pesquisas para viabilizar ligas alternativas, de menor custo, em substituição às ligas nobres foram desenvolvidas.

Assim, foi introduzida uma série de ligas de metais básicos, como aquelas a base de Cu-Al e Cu-Zn, porém com uso restrito em virtude da baixa resistência à corrosão (Benatti et al., 2000). Em 1968, surgiram as ligas de Ni-Cr, consideradas, desde então, como excelente alternativa para restaurações metalocerâmicas.

As ligas de Ni-Cr apresentam, em relação às ligas de ouro, alto módulo de elasticidade (aproximadamente o dobro), o que possibilitou a redução da secção trans-

versal da peça protética, um maior espaço para a camada cerâmica e menor desgaste da estrutura dentária. Outra vantagem é que o coeficiente de expansão térmica linear é próximo ao das cerâmicas, o que minimiza fraturas durante o processo de queima da cerâmica (Preston e Berger, 1977).

Muitas ligas a base de Ni-Cr introduzidas no mercado têm propriedades mecânicas bastante distintas, o que se deve às diferentes proporções dos elementos químicos principais, assim como dos complementares. Os percentuais de cada elemento químico precisam ser bem determinados para que a liga não apresente propriedades mecânicas aquém das desejáveis. Assim, observa-se que a concentração do Ni gira em torno de 68-80% (em peso); a de Cr, entre 11,9% a 26,3% (em peso) e a

¹ Mestrando em Materiais Dentários Universidade de São Paulo.

² Professor doutor da disciplina de Materiais Dentários Universidade de São Paulo.

³ Professores doutores da disciplina de Materiais Dentários - Unoesc.

⁴ Doutorando em Materiais Dentários - Universidade de São Paulo; professor de Materiais Dentários - UGF.

⁵ Professor Titular do Departamento de Materiais Dentários Universidade de São Paulo.

dos demais componentes: Fe, Al, Mo, Si, Be, Mn, C, Co, Sn e Ti, em concentrações de 0,1% a 14% (em peso) (Perez e Garbin, 1999).

Metais básicos como Cr, Al e Ti têm grande afinidade com o oxigênio, formando um filme de óxido (camada passivadora) que tem como consequência a proteção contra a corrosão, além de promover a biocompatibilidade da liga. Entretanto, deve ser observado que concentrações superiores a 18% em peso de Cr podem prejudicar a *castability* e tornar a liga friável (Moffa, 1977).

Dentre os elementos citados, um dos mais importantes a ser considerado é o berílio, que tem como função, além da microgranulação, a formação do eutético Ni-Be, responsável pela melhor fluidez da liga e pela redução do ponto de fusão em aproximadamente 100 °C, quando presente em concentrações de 0,5% em peso (Rollo, 1997).

Por outro lado, a alta incidência de câncer de pulmão em profissionais de laboratórios protéticos tem sido atribuída, entre outros fatores, à inalação do Be, que é um elemento altamente volátil. Já os casos de dermatite de contato observados com essas ligas são associados à presença do Ni (Bezzon, 1993; Latta et al., 1993; Konnonem et al., 1995). Vale ressaltar, contudo, que nenhum caso de câncer relacionado ao uso de ligas contendo Be foi relatado na literatura (Roach et al., 2000).

Outro fator que não pode ser desprezado como possível causa de câncer é o número de fumantes entre os profissionais de laboratórios. Ademais, esses profissionais também possuem contato com outros materiais que também são tóxicos, como amianto, pó de revestimento, cerâmica e outros metais (Anusavice, 1996).

A despeito disso, uma liga de Ni-Cr com concentração de Ti maior que a normalmente utilizada foi desenvolvida, objetivando-se melhoras nas propriedades biológicas e mecânicas, já que o Ti é um elemento altamente biocompatível (Prigent et al., 1998). Porém, sabe-se que o processo de

fundição do Ti é complexo, pois a sua grande reatividade com o oxigênio, hidrogênio, nitrogênio e carbono pode gerar dificuldades técnicas e alterar as propriedades da liga; portanto, fundições de ligas a base de Ti só podem ser realizadas em ambiente inerte com máquinas de fundição apropriada (Voitik, 1991).

Além disso, o uso do maçarico aumenta a contaminação de ligas com carbono (Anusavice, 1996), tornando-as friáveis (Lewis, 1979).

Dessa forma, o objetivo deste estudo é avaliar a influência de duas fontes de calor (sistema de maçarico/centrífuga e um sistema indução eletromagnética/centrífuga) na resistência final de uma liga de Ni-Cr-Ti, comparando-a com outras ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be.

Materiais e método

Três ligas de Ni-Cr de composições diferentes foram testadas: VeraBond (Aalba Dental Inc., Cordelia, Calif.), VeraBond II (Aalba Dental Inc., Cordelia, Calif.) e Tilite (Talladium Inc, Valencia, Calif.), cujas composições estão apresentadas na Tabela 1.

Para cada uma das ligas foram obtidos seis corpos-de-prova cilíndricos com as seguintes dimensões: 45 mm de comprimento, 1,6 mm de diâmetro. Utilizou-se um revestimento fosfatado (Micro-fine 1700, Talladium Inc, Valencia, Calif) espatulado mecanicamente a vácuo; após a *presa final* deste revestimento, o conjunto foi colocado no forno, seguindo-se o ciclo recomendado pelo fabricante. As fundições foram feitas de duas formas: maçarico de gás/oxigênio e centrífuga de mola; indução eletromagnética e centrífuga elétrica (Easyti System, F.lli Manfredi, San Secondo di Pinero, Toscana, Italy). Todo o processo de fundição foi conduzido por apenas um operador após a realização de testes preliminares com o objetivo de não causar danos à liga (superaquecimento) (Bezzon et al., 1998).

Após a desinclusão, os corpos-de-prova foram limpos em água corrente e colocados num aparelho de ultra-som (Thornton, T14) para a remoção de eventuais resíduos de revestimento. A seguir, foram levados à máquina de ensaio universal Riehle (Amatec Inc, East Moline, IL, USA) e submetidos a ensaio de tração com velocidade 0,5 mm/min, com distância entre garras de 25 mm.

Os dados obtidos em kgf foram transformados em MPa e submetidos a uma análise de variância com dois fatores cruzados e teste de Tukey para contraste de médias ($\alpha = 0,05$).

Tabela 1- Composição das ligas utilizadas (% em peso)

Liga (%)	Ni	Cr	Nb	Mo	Fe	Si	Al	Co	Ti
VeraBond II (NiCr)	Fe	12,50	4,0	425	-	0,50	2,25	-	0,45
VeraBond (NiCrBe)	Fe	12,60	-	5,0	1,95	-	2,90	0,45	0,35
Tilite-Star (NiCrTi)	Fe	13,50	-	6,0	-	-	-	-	4,0

* Dados fornecidos pelo fabricante.

Resultados

As médias de RMT e os desvios-padrão, assim como a significância estatística, estão apresentadas na Tabela 2. A análise de variância demonstrou que a interação dos fatores foi significativa ($p < 0,05$), assim como os fatores principais ($p < 0,05$). Após a realização do teste de Tukey para a comparação entre médias, pôde-se observar que os valores de resistência máxima à tração (RMT) para as ligas VeraBond II e Tilite não foram significativamente alterados pela fonte de calor; já, para a liga VeraBond, foram influenciados pelo método, daí a interação significativa, sendo que no grupo fundido com maçarico foi obtida a maior média.

Os maiores valores de RMT foram obtidos com a liga Tilite, indepen-

dentemente da fonte de calor utilizada, e com a liga VeraBond fundida com maçarico. Esses valores são estatisticamente superiores aos dos demais grupos.

Tabela 2 - Médias e desvios-padrão (MPa) de resistência à tração de acordo com a fonte de calor e liga utilizada (*)

Fonte de calor/Liga	VeraBond II(Ni-Cr)	VeraBond(Ni-Cr-Be)	Tilite-Star(Ni-Cr-Ti)
Maçarico	613,8±87,8 ^a	877,7±76,8 ^a	836,0±57,6 ^a
Indução eletromagnética	557,4±80,0 ^b	675,9±103,9 ^b	912,1±79,9 ^a

* Letras iguais denotam semelhança estatística.

Discussão

O diagrama de fases do sistema binário Ni-Cr mostra alta solubilidade de Cr em Ni, no valor de 37% à temperatura ambiente. Por causa dessa alta solubilidade, os valores de resistência são baixos; assim, a incorporação de outros elementos em pequenas proporções é necessária para a obtenção de uma liga com melhores propriedades mecânicas. Esses elementos são também responsáveis pelos diferentes valores de *castability* e pela formação de óxidos necessária para adesão à cerâmica (Baran, 1983).

O alto valor de resistência apresentado pela liga Tilite deveu-se, possivelmente, à presença do titânio em proporções maiores do que aquelas usualmente utilizadas. Alguns estudos relatam que o titânio tem a função de endurecedor de solução sólida (Baran, 1983), o que ocorre porque apresenta como arranjo cristalino uma estrutura hexagonal compacta que se mistura às outras estruturas, como, por exemplo, ao sistema cúbico de face centrada, presente em virtude de Ni (Harcourt et al., 1970). Sabe-se que a resistência mecânica de uma liga é geralmente maior quando apresenta uma estrutura de duas fases em relação àquelas de uma fase única (Leinfelder e Lemons, 1989).

Além disso, há a formação de uma solução sólida substitucional dos átomos de Ti em uma solução cristalina de Ni, pelo fato de o Ti apresentar um raio atômico bem próximo ao do Ni, o que implica maiores valores de resistência;

fato semelhante acontece com o carbono. Em contrapartida, os átomos deste elemento, por apresentarem um raio atômico muito menor que a maioria dos metais usados na odontologia, formam a solução sólida intersticial (Anusavice, 1996), que produz uma melhora significativa nas propriedades mecânicas das ligas em relação às soluções substitucionais (American, 1994).

O comportamento da liga Tilite perante as fontes de calor não mostrou diferença estatística, todavia a indução eletromagnética apresentou uma tendência a proporcionar valores maiores. Os menores valores numéricos obtidos com o uso do maçarico, provavelmente, ocorreram por causa da alta reatividade do Ti a temperatura acima de 600 °C em atmosfera ambiente, o que levou à formação de óxidos metálicos e carbeto pela técnica do maçarico, que podem aumentar a friabilidade da liga (Taira et al., 1989).

Essa observação, entretanto, inverteu-se para a liga VeraBond quanto à fonte de calor: a maior média de RMT foi obtida com o maçarico e em comparação à obtida com a indução. Isso se deve, provavelmente, à ausência de um elemento químico como o Ti sensível aos óxidos gerados pela técnica do maçarico. Pode-se supor também que o uso do maçarico gere a formação de óxidos nos limites granulares (Lewis, 1979) e na matriz metálica da liga, limitando o deslizamento dos planos cristalinos e, com isso, aumentando os valores de RMT (Leinfelder e

Lemons, 1986).

Os menores valores de RMT foram obtidos com a liga VeraBond II, independentemente da fonte de calor utilizada. Pode-se inferir que, em virtude da ausência do Be, não há formação do eutético Ni-Be (composto intermetálico), responsável pela melhoria na RMT deste material, uma vez que a presença da solução sólida Ni-Be levará a uma provável redução na deformação da grade cristalina e, conseqüentemente, a um aumento de resistência (Bezzon et al., 1995).

A ausência de elementos que modifiquem a composição da liga (soluções endurecedoras ou precipitados como o Be e o Ti) pode diminuir as suas propriedades. Entretanto, estudos devem ser realizados, sobretudo relacionando propriedades mecânicas (alongamento, módulo de elasticidade), *castability* e adesão à cerâmica.

Conclusão

A fonte de calor influenciou apenas a liga de Ni-Cr-Be.

A liga de Ni-Cr-Ti teve um comportamento superior ao da liga de Ni-Cr, independentemente da fonte de calor utilizada.

Abstract

The aim of this study was to verify the tensile strength (TS) of three Ni-Cr alloys melted under two different heat sources: blow pipe gas/oxygen (BP) and induction melting machine (IM - F.lli Manfred). The alloys used were: Ni-Cr (NC - VeraBond II/AalBa), Ni-Cr-Be (NB - VeraBond/AalBa) and Ni-Cr-Ti (NT - Tilite-Star/Taladium), totalizing six groups. Thirty-six cylindrical specimens, six for each experimental condition (45 mm long and with a diameter of 1.6 mm) were melted with a phosphate investment (Micro Fine 1700). The tensile test was performed with a universal machine (Riehle) at a crosshead speed of 0.5 mm/min and specimen testing length of 25 mm. Data were submitted to a two-way

ANOVA and Tukey's test for mean comparisons ($\alpha = 0.05$). The means (MPa), standard deviations (MPa) and statistical significances were: group (NC + BP) = $613.8 \pm 87.8b$; group (NC + IM) = $557.4 \pm 80.0b$; group (NB + BP) = $877.7 \pm 76.8a$; group (NB + IM) = $675.9 \pm 103.9b$; group (NT + BP) = $836.0 \pm 57.6a$; group (NT + IM) = $912.1 \pm 79.9b$. It was concluded that: 1) The heat source has influenced just on the tensile strength of Ni-Cr-Be; 2) Ni-Cr-Ti alloy showed better results than Ni-Cr alloy, despite of the heat source; 3) Absence of Be lead to lower TS values.

Key words: metaloceramic alloys, dental casting technique, tensile strength.

Referências

- AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *International Titanium alloys*. Ohio: ASM International, 1994.
- ANUSAVICE, K. J. *Phillips' science of dental materials*. 10. ed. Philadelphia: WB Saunders, 1996.
- BARAN, G. R. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. *J. Prosth. Dent.*, v. 50, n. 5, p. 639-650, Nov. 1983.
- BENATTI, O. F.; MIRANDA JR, W. G.; MUENCH, A. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium - and copper-aluminum-based alloys. *J. Prosth. Dent.*, v. 84, n. 3, p. 360-363, Set. 2000.
- BEZZON, O. L. et al. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *J. Prosth. Dent.*, v. 80, n. 5, p. 570-574, Nov. 1998.
- BEZZON, O. L. et al. Desenvolvimento de uma liga experimental de níquel-cromo para restaurações metalocerâmicas: Ensaios de dureza e resistência mecânica. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, v. 9, n. 2, p. 145-149, abr./jun. 1995.
- BEZZON, O. L. Allergic sensitivity to several base metals: a clinical report. *J. Prosth. Dent.*, v. 69, n. 3, p. 243-244, Mar. 1993.
- HARCOURT, H. J.; RIDDIHOUGH, M.; OSBORNE, J. The properties of nickel-chromium casting alloys containing boron and silicon. *Br. Dent. J.*, v. 129, n. 9, p. 419-423, Nov. 1970.
- KONNONEM, M. et al. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J. Prosth. Dent.*, v. 73, n. 1, p. 4-7, Jan. 1995.
- LATTA, G. H.; MCDUGAL, S.; BOWLES, W. F. Response of known nickel-sensitive patient to a removable partial denture with a titanium alloy framework: a clinical report. *J. Prosth. Dent.*, v. 70, n. 2, p. 109-110, Aug. 1993.
- LEINFELDER, K. F.; LEMONS, J. E. *Clínica restauradora - Materiais e técnicas*. São Paulo: Santos, 1989.
- LEWIS, A. J. The effect of carbon on the metallography of a nickel base removable partial denture casting alloy. *Aust. Dent. J.*, v. 24, n. 2, p. 90-93, Apr. 1979.
- MOFFA, J. P. Physical and mechanical properties of gold and base alloy. In: BETHESDA (MD). *Proceedings of the National Institute of Health*, Department of Education and Welfare, 1977. p. 81-93.
- PEREZ, C. A. S.; GARBIN, C. A. Caracterização metalúrgica de ligas de Ni-Cr para metalocerâmica. *Rev. Fac. Odontol., Porto Alegre*, v. 40, n. 1, p. 53-59, set. 1999.
- PRESTON, J. D.; BERGER, R. Some laboratory variables affecting ceramo-metal alloys. *Dent. Clin. North Am.*, v. 21, n. 4, p. 717-728, Oct. 1977.
- PRIGENT, H. et al. Evaluation of the biocompatibility of titanium-tantalum alloy versus titanium. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 39, n. 2, p. 200-206, Feb. 1998.
- ROACH, M. D. et al. Use of x-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing. *J. Prosth. Dent.*, v. 84, n. 6, p. 623-634, Dec. 2000.
- ROLLO, J. M. D. A. Potencialidade do elemento tóxico berílio, usado em próteses dentárias. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, v. 11, n. 3, p. 169-172, jul./set. 1997.
- TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent. Mater.*, v. 5, n. 1, p. 45-50, Jan. 1989.
- VOITIK, A. J. Titanium dental castings, cold worked titanium restorations - yes or no? *Trends Tech. Contemp. Dent. Lab.*, v. 8, n. 10, p. 23-34, Dec. 1991.

Agradecimentos

Aos técnicos Antônio Carlos Lascala e Sílvia Peixoto Soares pela colaboração na elaboração da metodologia.

A Aalba Dent do Brasil e Talladium do Brasil pela doação dos materiais.

Endereço para correspondência

José Roberto de Oliveira Bauer
Av. Prof. Lineu Prestes, 2227
São Paulo/SP
CEP: 05508-900
Tel./Fax: 3091 7842/7840
E-mail: jrob@usp.br