

# Estudo comparativo entre duas ligas de ouro no tocante ao cisalhamento da interface metalocerâmica

## COMPARATIVE STUDY BETWEEN TWO GOLD ALLOYS ABOUT THE SHEAR STRENGTH OF THE PORCELAIN - METAL INTERFACE

Fabiano Martins Malafalia  
Ana Christina Claro Neves  
Sigmar de Mello Rode  
Mario João

Programa de Pós-graduação em Odontologia, subárea Prótese Dentária, nível Mestrado, Universidade de Taubaté

### RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi verificar o desempenho de duas ligas para restaurações metalocerâmicas com alto conteúdo em ouro, sendo uma de procedência nacional e outra de origem estrangeira. Foi comparada a capacidade de adesão da porcelana à superfície metálica pelo cisalhamento da interface. Os corpos-de-prova foram divididos em dois grupos, sendo o grupo I composto pela liga nacional (n=10) e o grupo II pela liga estrangeira (n=10). Em todos os corpos-de-prova, depois de realizado o tratamento no que tange ao aspecto de superfície, foi aplicada a porcelana e realizado o teste de cisalhamento, em máquina universal EMIC, modelo DL 10000. Os resultados, após análise estatística, demonstraram não haver diferença estatística significativa da capacidade de adesão entre os dois grupos.

### PALAVRAS-CHAVE

Porcelana-metal. Adesão. Ligas áuricas.

### INTRODUÇÃO

As coroas metalocerâmicas têm sido cada vez menos utilizadas nas restaurações protéticas unitárias, sendo substituídas por restaurações de materiais estéticos sem infra-estrutura metálica. No entanto, em reabilitações extensas, envolvendo vários elementos, é inegável a eficiência do sistema restaurador metalocerâmico. GARDNER et al., (1997) consideraram este tipo de restauração: estética, com aparência natural fornecida pela porcelana, e resistente, devido à infra-estrutura metálica.

Atualmente, observa-se uma constante preocupação dos pesquisadores no tocante a trabalhos protéticos que necessitam da união entre porcelana e metal, em decorrência de existir no mercado uma

grande variedade de ligas que podem ser utilizadas, e a necessidade de minimizar o custo do trabalho, mantendo sua qualidade.

Desta forma, é importante a busca do equilíbrio entre a qualidade e o custo das próteses, de modo a permitir que os protesistas trabalhem com ligas áuricas, as quais, além de proverem preciosidade ao trabalho protético, aliam características positivas, tais como: facilidade de usinagem, biocompatibilidade e esmerada adaptação marginal.

As ligas utilizadas nas restaurações metalocerâmicas devem apresentar propriedades específicas para garantir o sucesso da restauração, tais como: alto módulo de elasticidade, coeficiente de dilatação térmica próximo ao da porcelana, fácil fundição, biocompatibilidade, capacidade de formação de óxidos e resistência ao manchamento (BARAN, 1985; ANUSAVICE, 1985; MURAKAMI; SCHULMAN, 1987; WU et al., 1991; O'CONNOR et al., 1996; BAGBY et al., 1990).

Este trabalho objetivou comparar a resistência ao cisalhamento na interface de dois sistemas metalocerâmicos, um confeccionado com uma liga áurica nacional e outro com uma liga áurica importada.

### MATERIAL E MÉTODOS

Foram constituídos dois grupos de dez amostras, cada um com uma liga áurica diferente. As amostras do grupo I foram fundidas com a liga Proton2 (La Croix - Brasil) e as do grupo II com a liga Olympia (Jelenko - USA), da seguinte maneira: foram recortados de uma lâmina de acrílico de 1 mm de espessura, vinte retângulos de 2,6 cm por 5 mm, que serviram como padrão para a fundição.

Após a etapa de fundição, ambos os grupos receberam acabamento com fresa de corte cruzado de

tungstênio na área de aplicação da porcelana (Noritake Super Porcelain EX3). Os corpos-de-prova foram então jateados e limpos em água destilada durante 12 minutos em aparelho de ultra-som (Thornton).

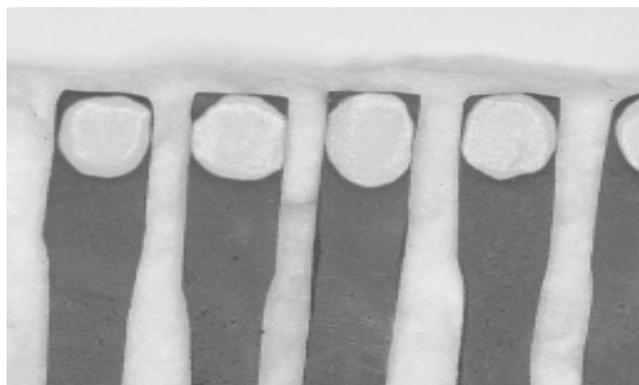
O grupo I, seguindo recomendação do fabricante, foi levado ao forno para oxidação (Titan 99, EDG), à temperatura de 980°C, sem vácuo, durante um minuto. O grupo II por sua vez, também seguindo recomendação do fabricante, sofreu oxidação durante dez minutos à temperatura de 950°C, sem vácuo.

Após a oxidação, cada um dos corpos-de-prova foi jateado com óxido de alumínio de 50 µm durante trinta segundos. Novamente procedeu-se a limpeza das amostras com ultra-som e água destilada.

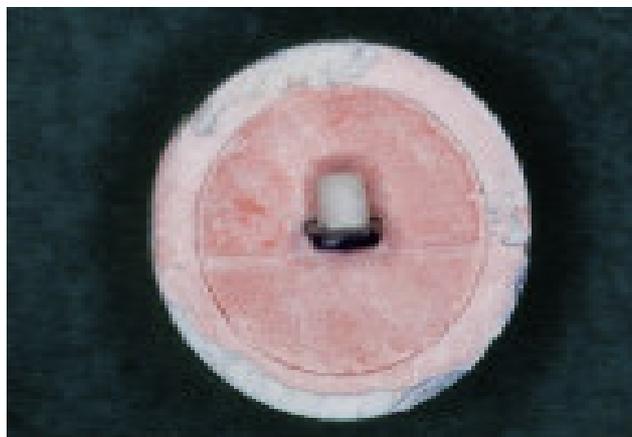
A primeira camada de opaco foi ao forno de porcelana para queima, em uma programação de seis minutos para secagem, sob vácuo de 100%, temperatura de 400°C com aumento gradativo de 55°C por minuto até atingir 960°C. Em seguida, foi aplicada a segunda camada, que foi para queima nas mesmas condições, modificando apenas a temperatura final para 950°C, de modo a evitar deformação da primeira camada (Figura 1).

Para obtenção do cilindro de porcelana, foi confeccionada uma matriz de silicone de condensação (Coltex, Coltene), com orifício de 3 mm de diâmetro, que foi adaptada à superfície da placa metálica. A porcelana foi inserida pelo orifício da matriz, com auxílio de pincel, até o preenchimento da mesma. Em seguida, a matriz foi aberta, a porcelana removida cuidadosamente e levada ao forno para a queima. A queima foi realizada em temperatura de 600°C, com aumento gradativo de 38°C por minuto, até atingir 930°C, sob vácuo de 100%. Todos os corpos-de-prova foram queimados juntos nas duas queimas.

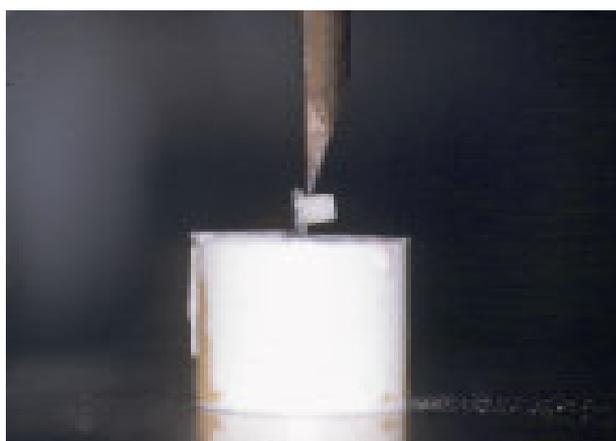
Vinte anéis com 2 cm de altura foram obtidos a partir de um cano de PVC de ¾ de polegada. Gesso tipo IV (Durone) foi manipulado de acordo com as especificações do fabricante e vazado até a metade do anel. Os corpos-de-prova foram inseridos no gesso de forma perpendicular, permanecendo dessa forma até a presa total do gesso. Em seguida, nova porção de gesso foi vazada, preenchendo a totalidade do anel de PVC. Uma área de 6 por 5 mm permaneceu exposta, com o cilindro de porcelana ocupando o centro da mesma (Figura 2). As bases foram numeradas para posterior identificação.



**Figura 1** Opaco aplicado sobre o metal



**Figura 2** Corpo-de-prova fixado à base



**Figura 3** Corpo-de-prova posicionado para o teste de cisalhamento

Os corpos-de-prova foram fixados pela base à máquina Emic DL10000, e submetidos ao teste de cisalhamento, com velocidade de deformação de carga de 0,5 mm/min. A ponta ativa da máquina, através da qual a força é aplicada, foi colocada no cilindro de porcelana bastante próxima da superfície metálica.

Os dados relativos à força necessária para promover o descolamento foram registrados diretamente no computador que controlava a máquina e, posteriormente, impressos para análise estatística. A dimensão do cilindro e a dos corpos-de-prova, necessárias para o cálculo da força máxima e diferenciação dos grupos, foram fornecidas ao computador anteriormente ao teste. O valor, dado em N, fornece a força máxima e a tensão máxima (MPa). O programa utili-

zado para registro dos resultados foi o Tesc versão 1.08.

Obtidos os resultados do teste de cisalhamento, foi realizada Análise de Variância (ANOVA) para verificação de diferença significativa entre a média aritmética e o desvio padrão dentro de cada tratamento, a fim de observar a variabilidade encontrada neles tanto pela força máxima como pela tensão máxima.

## RESULTADOS

Os dados obtidos após realização do ensaio de cisalhamento podem ser observados nas tabelas 1, 2.

Aplicada à análise de variância (teste ANOVA), os dados não evidenciaram diferença significativa quanto à Força Máxima ( $F = 2.979294$ ;  $p = 0.10146$ ), ( $\alpha = 0.1$ ), e Tensão Máxima ( $F = 2.979294$ ;  $p = 0.10146$ ), ( $\alpha = 0.1$ ).

**Tabela 1** Valores obtidos no teste de resistência ao cisalhamento para cada um dos corpos de prova - Força Máxima (N) e Tensão Máxima (MPa)

Amostra	Força Máxima (N) Grupo II	Força Máxima (N) Grupo I	Amostra	Força Máxima (MPa) Grupo 1	Força Máxima (MPa) Grupo 2
1	268,84	250,66	1	38,03	35,46
2	31,63	347,61	2	4,47	49,18
3	269,39	282,61	3	38,11	39,98
4	152,87	194,74	4	21,63	27,55
5	301,25	267,20	5	42,67	37,80
6	249,14	321,06	6	35,29	45,42
7	178,75	388,50	7	25,32	55,00
8	231,70	219,49	8	32,82	31,09
9	274,91	227,04	9	38,94	32,16
10	259,66	269,48	10	36,78	38,17

Tabela 2 Médias aritméticas e desvios-padrão dos limites de resistência ao cisalhamento em N

GRUPO MEDIDAS	Grupo 1	Grupo 2
Média	221,8	276,8
Desvio-Padrão	80,73	60,37

## DISCUSSÃO

O uso de ligas áuricas nos sistemas restauradores vem sendo abandonado há pelo menos duas décadas. Com o advento dos sistemas totalmente cerâmicos e biocompatíveis, com o custo elevado do ouro e suas ligas, e o empobrecimento geral da população, os laboratórios e os cirurgiões-dentistas passaram a oferecer aos seus pacientes ligas metálicas alternativas não nobres.

As restaurações metalocerâmicas se tornaram a possibilidade de utilização de restaurações estéticas com grande resistência. Inicialmente fabricadas com ligas de ouro, eram viáveis para uma população restrita que podia custear essas restaurações. No final da década de sessenta e início da década de setenta, o ouro teve um grande aumento em seu custo, levando a utilização de novas opções de ligas para as restaurações metalocerâmicas (WU et al., 1991; LIMKOOL; SUMII, 1995; O'CONNOR et al., 1996; PAPAZOGLU; BRANTLEY, 1998; YILMAZ; DINÇER, 1999), motivo pelo qual resolvemos estudar ligas alternativas.

A utilização de ligas substitutas às de ouro gerou a preocupação em reduzir as desvantagens que advêm do seu uso. A característica mais negativa da utilização de ligas substitutas ou alternativas, talvez, seja o desajuste marginal (BASSANTA; MUENCH, 1987; ANUSAVICE, 1998).

O sucesso das restaurações metalocerâmicas depende da adequada união entre o metal e o revestimento cerâmico e de uma técnica laboratorial apurada e trabalhosa, o que nos levou a estudar o assunto. A união metal-porcelana é ainda hoje assunto muito discutido, considerando-se a existência de união química, mecânica, forças de Van der Waals e forças compressivas (LUBOVICH; GOODKIND, 1977; ANUSAVICE, 1998; OHNO et al., 1982; MURAKAMI; SCHULMAN, 1987). Alguns autores foram enfáticos em considerar apenas a ligação química como fator responsável por esta união, porém, na época de seus

relatos, a única liga utilizada era a de ouro e os testes para verificação dessa união apresentavam pouca precisão (LUBOVICH; GOODKIND, 1977; ANUSAVICE, 1998). A verdade, é que estamos tratando de energia de superfície, em que outros fatores de termodinâmica devem ser levados em consideração.

A retenção mecânica é dependente da textura superficial do metal utilizado como base na infraestrutura da prótese, bem como da capacidade de molhamento deste substrato metálico pela porcelana que será utilizada.

A tensão de compressão ocorre quando da contração da restauração durante o resfriamento da peça, logo após a sinterização (PETTENÓ et al., 2000). Talvez o mais efetivo e desejado relacionamento de união entre porcelana e metal é o que tange ao aspecto químico.

A união química é obtida pela presença de óxidos na superfície metálica. Quando a porcelana é fundida sobre um metal com uma película de óxidos, a superfície de oxigênio do vidro derretido interage com o oxigênio dos óxidos da liga, reduzindo assim o número de pontes de oxigênio e obtendo, desta feita, uma união química entre os dois substratos (BREUEL, 1996), justificando ter sido realizada a oxidação dos espécimes.

Como a união química também depende da capacidade de molhamento da liga pela porcelana, é interessante notar que a liga permita o máximo de contato com a cerâmica, para que uma vez fundida escoe na superfície metálica atingindo-a de maneira mais íntima possível, reagindo com o maior número de óxidos metálicos que conseguir. Depois de resfriada, a relação desta camada de óxidos torna-se estável efetivando e estabilizando a união obtida.

Hammad e Talic (1996) selecionaram e discutiram uma grande variedade de testes que avaliavam a efetividade da união porcelana x metal, evidenciando que a literatura é abrangente e variada, dificultando a comparação. Optamos neste trabalho por

utilizar a metodologia descrita, pela simplicidade e eficiência dela.

Controvérsias existem, a ponto de alguns pesquisadores enfatizarem que a proximidade da zona de fusão dos dois materiais (porcelana-metal), é um dos fatores responsáveis para o sucesso ou insucesso desta união. No processo de queima da porcelana, se o coeficiente de dilatação dos dois materiais for muito distante, pode haver a formação de estresse na interface, incorporando tensão na massa cerâmica, o que provocaria trincas imediatas ou tardias, possibilitando sua fratura, não por um problema de adesão, mas, sim, pelo estresse gerado (FARAH; CRAIG, 1975; ANUSAVICE, 1998; BRIDGER; NICHOLLS, 1981; MURAKAMI; SCHULMAN; 1987; DEHOFF; ANUSAVICE, 1989).

O estresse pode ser minimizado pela correta escolha da liga e pelo controle dos fatores da técnica de confecção tais como: a geometria correta do preparo e o padrão de resfriamento (ANUSAVICE, 1998; DEHOFF; ANUSAVICE, 1989; ARAÚJO, 1998).

Concordes com nosso pensamento, Nocchi *et al.* (1990) e Suansuwan e Swain (1999) realçaram as diferenças significativas entre as várias ligas metálicas disponíveis no mercado. Desta maneira, os protesistas devem realizar estudos minuciosos sobre as características físico-químicas dos metais utilizados nos procedimentos reabilitadores. Entendemos que é responsabilidade mútua a correta indicação de ligas metálicas em trabalhos protéticos, ficando o técnico em prótese com encargos de ordem técnica e o cirurgião-dentista com o enfoque biológico e, acima de tudo, com a supervisão do serviço do laboratório.

Da mesma forma que Papazoglou e Brantley (1998) e Suansuwan e Swain (1999), que trabalharam com a liga Olympia, acreditamos que as ligas áuricas são passíveis de apresentar melhor resultado clínico e devem ser utilizadas sempre que possível, mesmo que, algumas vezes, com pequena perda na estética.

## CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste experimento parece-nos ser lícito afirmar que as ligas áuricas Olympia e Proton2 não apresentaram diferença significativa quanto à união com a porcelana Noritake EX-3.

## ABSTRACT

This study verified through comparison the performance of two gold alloys on the bond strength of porcelain-metal interface. The samples were divided in two groups of ten samples each, and after appropriate surface treatment the porcelain was fired over the surfaces of both alloy groups. It underwent the shear strength test through the use of an EMIC model DL 10000 machine. The results brought the conclusion that there was no significant difference in bond strength between the two tested alloys.

## KEY-WORDS

Porcelain-metal. Bond. Gold alloys.

## REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, K. J. Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. *Dent. Clin. North Am.*, v. 29, n. 4, Oct. 1985.

ANUSAVICE, K. J. *Phillips materiais dentários*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1998, 412p.

ARAÚJO, C. R. P. Formas e características das infra-estruturas para próteses metalocerâmicas. In: PEGORARO, L. F. *Prótese Fixa*, São Paulo: Artes Médicas, 1998. p. 205-218, Série EAP.APCD, n. 7.

BAGBY, M.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G.W. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, v. 63, n. 1, p. 21-25, Jan. 1990.

BARAN, G. R. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent. Clin. North Am.*, v. 29, n. 4, p.779-787, Oct. 1985.

BASSANTA, A. D.; MUENCH, A. Alterações dimensionais de próteses metalocerâmicas em função do tipo de liga, da oxidação e subsequente jateamento. *Rev. Odont. Univ. S. Paulo*, v. 1, n. 4, p. 14-17, out./dez. 1987.

BREUEL, E. Influência do metal numa coroa metalocerâmica. *Odontólogo Moderno*, v. 23, n. 3, p. 28-30, jul./ago. 1996.

BRIDGER, D. V.; NICHOLLS, J. I. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J. Prosthet. Dent.*, v. 45, n. 5, p. 507-514, May 1981.

DEHOFF, P. H.; ANUSAVICE, K. J. Effect of visco-elastic behavior on stress development in a metal-ceramic system. *J. Dent. Res.*, v. 68, n. 8, p. 1223-1230, Aug. 1989.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G. Distribution of stress in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *J. Dent. Res.*, v. 54, n. 2, p. 255-261, Apr. 1975.

GARDNER, F. M. et al. In vitro failure load of metal-collar margins compared with porcelain facial margins of metal-ceramic crowns. *J. Prosth. Dent.*, v. 78, n. 1, p. 1-4, July 1997.

HAMMAD, I. A.; TALIC, Y. F. Designs of bond strength test for metal ceramic complexes: review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, v. 75, n. 6, p. 602-608, June 1996.

LIMKOOL, P.; SUMII, T. Study of a Pd-Ag-Sb system alloy for metal-ceramics. *Bull. Tokyo dent. Coll.*, v. 36, n. 3, p. 103-114, Aug. 1995.

LUBOVICH, R. P.; GOODKIND, R. J. Bond strength studies of precious, semiprecious, and nonprecious ceramic-metal alloys with two porcelains. *J. Prosth. Dent.*, v. 37, n. 3, p. 288-299, Mar. 1977.

MURAKAMI, I.; SCHULMAN, A. Aspects of metal-ceramic bonding. *Den. Clin. North Am.*, v. 31, n. 3, July 1987.

NOCCHI, P. et al. Ligas metálicas para técnicas metalocerâmicas. *Odonto Ciência*, n. 10, p. 114-126. 1990.

O'CONNOR, R. P. et al. Castability, opaque masking and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. *J. Prost. Dent.*, v. 75, n. 4, p.367-374, Apr. 1996.

OHNO, H. et al. The structure of oxide formed by high-temperature oxidation of commercial gold alloys for porcelain-metal bonding. *J. Dent. Res.*, v. 61, n. 11, p. 1255-1261, Nov. 1982.

PAPAZOGLU, E.; BRANTLEY, W. A. Porcelain adherence vs force to failure for palladium-gallium alloys: a critique of metal-ceramic bond testing. *Dent. Mater.*, v. 14, p. 112-119, Mar. 1998.

PETTENÒ, D. et al. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int. J. Prosthodont.*, v. 13, n. 5, p. 405-408, July 2000.

SUANSUWAN, N.; SWAIN, M. V. New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *Int. J. Prosthodont.*, v. 12, n. 6, p. 547-552, Nov./Dec. 1999.

YILMAZ, H.; DINÇER, C. Comparison of the bond compability of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J. Dent. Res.*, v. 27, p. 215-222, 1999.

WU, Y. et al. The effect of heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J. Prosth. Dent.*, v. 66, n. 4, p. 439-444, Oct. 1991.

#### **Fabiano Martins Malafalia**

Mestre em Odontologia, subárea Prótese Dentária, Departamento de Odontologia, nível de Mestrado, Universidade de Taubaté.  
e-mail: malafalia@uol.com.br

#### **Ana Christina Claro Neves**

Professora do Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade de Taubaté.  
e-mail: claroana@ig.com.br

#### **Sigmar de Mello Rode**

Professor do Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade de Taubaté.  
e-mail: sigmarrode@uol.com.br

#### **Mario João**

Professor do Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade de Taubaté.  
e-mail: joaoma@bol.com.br

### **TRAMITAÇÃO**

Artigo recebido em: 03/11/2003

Aceito para publicação em: 10/05/2004