

Avaliação da resistência da união metal-cerâmica utilizando diferentes agentes de união

Evaluation of metalceramic bond strength using different bonding agents

Rubens Nisie TANGO

Doutorando – Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários – Departamento de Odontologia Restauradora – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP – Piracicaba – SP – Brasil

Renato Morales JÓIAS Rander Pereira AVELAR

Doutorando – Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora – Especialidade Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos- UNESP – São José dos Campos – SP – Brasil

Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni SAAVEDRA

Mestrando – Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora – Especialidade Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos- UNESP – São José dos Campos – SP – Brasil

Renato Sussumu NISHIOKA

Professor Assistente Doutor – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – São José dos Campos – SP – Brasil

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência da união ao cisalhamento entre uma liga de cobalto-cromo para metalo-cerâmica e uma cerâmica, utilizando diferentes agentes de união. A partir de um dispositivo metálico cilíndrico, com 4mm de diâmetro e 5mm de altura, foram obtidos trinta padrões em cera e posteriormente fundidos em liga de Co-Cr (New Ceram, CNG). Os corpos-de-prova (cp) foram separados em três grupos de acordo com o agente de união: G1: Controle – superfície jateada com óxido de alumínio (110µm); G2: Wash Opaque Vita Omega 900 (Vita) e G3: Pré Bond Opaque (CNG). Foi utilizado um dispositivo de teflon para compactar a cerâmica, e todos cp receberam aplicação de revestimento estético (Vita Omega 900), com 4mm de diâmetro por 4mm de altura. O ensaio mecânico de cisalhamento foi realizado numa máquina EMIC, a 0,5mm/min. As médias de resistência de união para os grupos foram: G1-76,33±5,69MPa, G2-101,13±16,74 MPa e G3-114,55±6,80MPa. Os valores foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey para comparação entre os grupos ($\alpha = 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos tratados, contudo estes apresentaram valores superiores ao grupo controle. Pode-se concluir que os dois agentes de união determinaram valores semelhantes de resistência de união entre metal e cerâmica, os quais foram superiores ao grupo controle.

UNITERMOS

Ligas dentárias; ligas metalo-cerâmicas; porcelana dentária; resistência ao cisalhamento, estudo comparativo, materiais dentários

INTRODUÇÃO

O sistema de prótese fixa que utiliza a associação metal/cerâmica é seguramente o mais utilizado (DAFTARY & DONAVAN⁴, 1986; PERSSON & BERGMAN¹⁸, 1996). Isto está relacionado à grande versatilidade dos materiais, resistência mecânica elevada, estética satisfatória e facilidade na técnica de confecção (PEGORARO et al.¹⁷, 2001).

Uma das ligas metálicas mais utilizadas na confecção de próteses metalo-cerâmicas é a de Níquel-Cromo (Ni-Cr). Anusavice¹ (2003) e Wataha et al.²² (2000) relataram que, diante da grande utilização dessas ligas, tornaram-se mais evidentes o efeito alérgico

do níquel em pacientes e o potencial de efeitos tóxicos deste componente químico e do berílio em técnicos de laboratório, razão pela qual outros sistemas de ligas básicas estão sendo testados. A composição química é vista desta forma como fator determinante na biocompatibilidade destas ligas.

As ligas básicas de Cobalto-Cromo (Co-Cr) geralmente não apresentam em sua composição elementos químicos que tenham potencial alérgico (GRIMAUDO⁸, 2001). O'Connor et al.¹⁶, em 1996, avaliaram a fundibilidade, capacidade de mascaramento pelo opaco e resistência de união de 17 diferentes ligas metálicas à cerâmica Ceramco II. Verificaram que a resistência de união da liga de Co-Cr-Mo testada

(Cobond) à cerâmica foi similar ao da liga de Ni-Cr (Biobond Plus).

Uma série de experimentos tem atentado para determinar a qualidade da união metal/cerâmica (HEGEDUS et al.¹⁰, 2002). Scaranello & Muench¹⁹, em 1994, determinaram a resistência de união entre duas cerâmicas e duas ligas de níquel-cromo utilizando um opaco ou uma mistura de opaco + dentina associados a um tratamento de superfície da estrutura metálica (jateamento com óxido de alumínio), por meio de ensaio mecânico de tração. Concluiu-se que o aumento da resistência de união pela aplicação do jateamento ou da mistura foi dependente da combinação liga/cerâmica. Já, Mazzetto & Batista¹⁴, em 2002, estudaram o efeito da utilização de um agente de união associado a um opaco em pasta na resistência de união entre uma liga de Ni-Cr a quatro sistemas cerâmicos pelo teste de cisalhamento. Foi verificado que, com a utilização do agente de união (G Bond) associado ao opaco em pasta, houve aumento significativo dos valores de

resistência de união entre a liga de Ni-Cr (Durabond MS II) e o sistema cerâmico IPS, verificado também para a cerâmica Noritake. Para as demais cerâmicas, Ceramco e Duceram, este comportamento não foi verificado.

Devido ao número escasso de trabalhos na literatura utilizando ligas de Co-Cr, torna-se primordial a avaliação da interface de união entre revestimentos cerâmicos e ligas de Co-Cr com o objetivo de prever o comportamento clínico destas restaurações indiretas.

Diante disto, este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência de união entre uma liga de cobalto-cromo e uma cerâmica, utilizando diferentes agentes de união, pelo ensaio mecânico de cisalhamento.

MATERIAL E MÉTODO

O Quadro 1 apresenta os materiais, seus nomes comerciais e respectivos fabricantes.

Quadro 1 – Materiais, nomes comerciais e fabricantes utilizados

Material	Nome Comercial	Fabricante
Liga de Co-Cr-Mo	New Ceram	CNG
Agente de união	Wash Opaque Vita Omega 900	Vita
Agente de união	Pre Bond Opaque	CNG
Sistema Cerâmico	Vita Omega 900	Vita

A confecção dos corpos-de-prova foi dividida em duas fases: estrutura metálica e revestimento cerâmico.

As estruturas metálicas foram obtidas pela técnica da cera perdida. A partir de uma matriz metálica usi-

nada em latão, foram obtidos trinta padrões em cera (Occlusal Wax Bego-40116) de forma cilíndrica, com base de 5mm de diâmetro por 1mm de altura, e corpo com 4mm de diâmetro por 4mm de altura, conforme Figuras 1 e 2.



FIGURA 1 – Partes A e B da matriz metálica para ceroplastia.



FIGURA 2 – Padrão em cera.

Os padrões foram fundidos com a liga New Ceram (Co-Cr-Mo, CNG, Brasil), utilizando um maçarico para GLP/Oxigênio (Magic Wand, Willians, USA) e uma centrífuga elétrica (Casting Machine, Ugin Dentaire, Itália). Aguardou-se o resfriamento dos blocos de revestimento até a temperatura ambiente para a desinclusão e jateamento com óxido de alumínio (110 μ m).



Para iniciar a aplicação do revestimento estético, as estruturas metálicas (Figura 3) foram jateadas, na extremidade menor com óxido de alumínio (110 μ m) durante 10 segundos, à distância aproximada de 2cm, pressão de 80 libras, e angulação aproximada de 45°. A limpeza foi realizada com jato de vapor de água (Ducamet, Ugin Dentaire, Itália) e secas por jato de ar isento de água e óleo.

FIGURA 3 – Padrão metálico após jateamento com óxido de alumínio.

Os corpos-de-prova (trinta) foram separados em três grupos, de acordo com o agente de união utilizado: grupo G1 (Controle) - jateamento com óxido de alumínio 110 μ m; G2 - uma camada do agente de união Wash Opaque Vita Omega 900 - Vita, Germany, coccionado no forno Vacumat 40 (Vita, Germany), utilizando o programa 42 - 900°C, por 4 minutos com vácuo e grupo G3 - uma camada do agente de união Pre Bond Opaque (CNG, Brasil), coccionado no mesmo forno, mas a 980°C, por 05 minutos e em vácuo, de acordo com as recomendações do fabricante.

Em seguida, com auxílio de um pincel, foi aplicada uma camada de opaco em pó, Vita Omega 900 (Vita, Germany), em todas as estruturas metálicas coccionadas,

no forno Vacumat 40 (Vita, Germany), no programa 43 (900°C, por 4 minutos, com vácuo). Após esfriamento, estas foram adaptadas a uma matriz de teflon com 4mm de diâmetro por 9mm de altura para receberem a primeira camada de dentina Vita Omega 900 (Vita, Germany). Os corpos-de-prova foram levados ao forno e coccionados, no programa 44 (900°C, por 6 minutos, com vácuo). Aplicou e coccionou-se uma segunda camada de dentina, no programa 45 (890°C, por 6 minutos, com vácuo) seguindo instruções do fabricante.

A seguir, foi realizado um acabamento nos espécimes para permitir melhor adaptação no dispositivo para o ensaio mecânico (cisalhamento), conforme Figura 4.

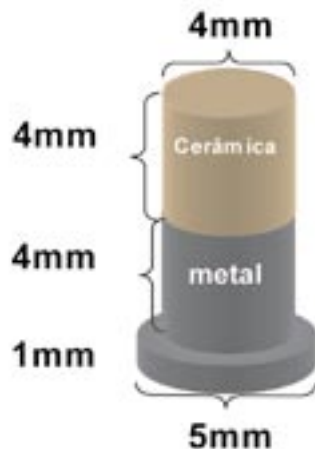


FIGURA 4 – Corpo-de-prova a ser submetido a ensaio mecânico.

Hammad et al.⁹ (1995) descreveram que a melhor avaliação da resistência de união cerâmica-metal deve estar baseada em mínimas variáveis experimentais e no menor valor de tensões residuais na interface metal-cerâmica. Devido a esse fator, foi

utilizado para o ensaio mecânico um dispositivo para cisalhamento desenvolvido por Itinoche et al.¹¹ (1999), composto por duas partes independentes: A e B, conforme Figura 5, com excelente precisão nos resultados.

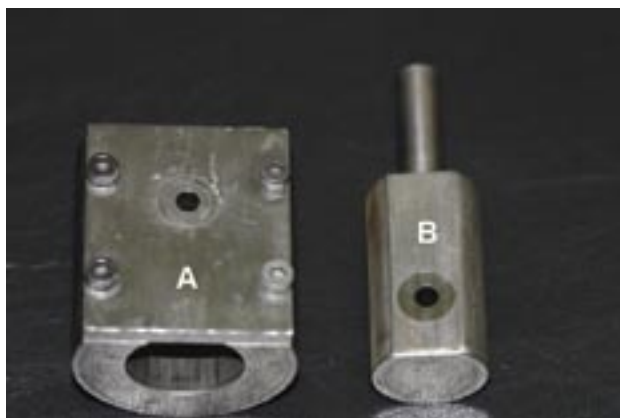


FIGURA 5 – Dispositivo utilizado para ensaio mecânico.

A peça A, de forma cilíndrica, teve uma adaptação planificada com 0,4cm de espessura nesta parede, permitindo a introdução da peça B no seu interior. A peça interna (B) do dispositivo seguiu a mesma configuração da externa (A) e exerceu função de êmbolo durante o ensaio mecânico. Na face plana de cada estrutura A e B foram realizadas perfurações com 0,4cm de diâmetro de forma que a peça A estivesse superiormente deslocada em relação à perfuração da peça B. Na coincidência entre os orifícios, é permitida a introdução do corpo-de-prova através de ambas as peças, simultaneamente.

Desta forma, a porção cerâmica da amostra permaneceu alojada no interior do êmbolo (B), enquanto a metálica ficou na estrutura A. O conjunto foi posicionado em uma máquina de ensaio universal EMIC modelo DL-1000 (EMIC – Equipamentos e Sistemas Ltda., São José dos Pinhais – PR, Brasil), com célula de carga de 1000kg. Sobre o prolongamento cilíndrico superior de B, a máquina desenvolveu velocidade constante de 0,50mm/min até que houvesse fratura da amostra, obtendo assim, o valor máximo de carga suportada pela interface metal/cerâmica, conforme Figura 6.

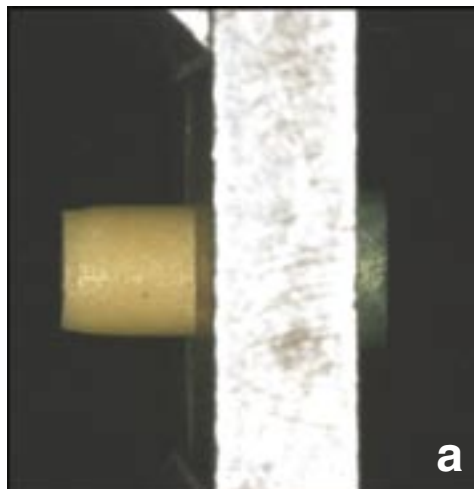


FIGURA 6 – Corpo-de-prova: a) antes; b) após ensaio mecânico

RESULTADOS

Os valores médios de resistência de união obtidos, registrados em MPa, foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, ambos ao nível de 5% de significância.

A Tabela 1 mostra as médias de resistência de união obtidas com os diferentes agentes de união.

Assim, pôde-se observar que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união para os dois grupos estudados, após aplicação dos diferentes agentes de união, na interface metal/cerâmica ($p > 0,05$), porém estes se mostraram superiores ao grupo controle ($p < 0,05$).

Tabela 1 – Médias de resistência de união (MPa) e os desvios padrões dos grupos

Grupos	Médias de Resistência (DP)
G1	76,33 (5,69) A
G2	101,13 (16,74) B
G3	114,55 (6,80) B

Letras maiúsculas distintas representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

DISCUSSÃO

As cerâmicas odontológicas, mesmo as mais modernas, não possuem adequada resistência à tração e ao cisalhamento. A utilização das cerâmicas sinterizadas sobre estruturas metálicas, denominadas próteses fixas metalo-cerâmicas, melhora essa defasagem quanto à resistência mecânica (PEGORARO¹⁷, 2001).

As principais falhas relacionadas à união metal/cerâmica provavelmente se devem à deformação do metal durante a cocção da cerâmica e a excessiva camada de óxidos metálicos que dificultaria a união

metalo-cerâmica (SCED & MCLEAN²⁰, 1972; MCLEAN¹⁵, 1983; KELLY & ROSE¹², 1983 e GEISGERSTORFER et al.⁵, 1991).

A resistência de união entre metal e cerâmica depende de diferentes fatores. Os fatores encontrados na literatura e utilizados para avaliar essa união são: tempo e temperatura de cocção, textura da superfície do metal, coeficiente de expansão térmico linear, agente de união e oxidação prévia (MAZZETTO & BAPTISTA¹⁴, 2002).

O tratamento térmico aumentou significativamente a resistência de união metal/cerâmica (HAMMAD et

al.⁹, 1995; GRAHAM et al.⁷, 1999). A asperização da superfície metálica por meio do jateamento com óxido de alumínio (ANUSAVICE et al.², 1977; SCARANELLO & MUENCH¹⁹, 1994; GRAHAM et al.⁷, 1999) bem como o uso de agentes de união (MAZZETTO & BAPTISTA¹⁴, 2002) também contribuíram para o aumento da resistência de união. Em contrapartida, Bowers et al.³, em 1985, verificaram que não houve aumento significativo da resistência de união entre a cerâmica Vita VMK 68 aos substratos metálicos com a aplicação de diferentes tratamentos de superfície do metal, avaliados pelo teste de cisalhamento. Goeller et al.⁶, em 1972, encontraram similaridade entre os valores de resistência de união entre cerâmica e ligas nobres tratadas e não tratadas com diferentes agentes de união ao teste de cisalhamento.

Embora diversos autores tenham utilizado diferentes tratamentos de superfície, como por exemplo: jateamento com óxido de alumínio (ANUSAVICE et al.², 1977; SCARANELLO & MUENCH¹⁹, 1994; GRAHAM et al.⁷, 1999) e aplicação de agentes de união, como opaco convencional, opaco em pasta, cerâmica de corpo, líquido para modelar entre outros (LAVINE & CUSTER¹³, 1966 & VICKERY & BADINELLI²¹, 1968; ANUSAVICE et al.², 1977; SCARANELLO & MUENCH¹⁹, 1994; MAZZETTO & BAPTISTA¹⁴, 2002), trabalhos que utilizaram a aplicação de um pré-opaco associado a uma liga de Co-Cr são escassos na literatura, o que dificulta uma análise comparativa com a pesquisa realizada.

Segundo o fabricante, Pre Bond Opaquer é um opaco especial, na verdade, um agente de ligação que compatibiliza a expansão e contração do substrato metálico e da porcelana a ele aplicada. Ainda, aumentaria significativamente a adesão da porcelana sobre o metal, evitando trincas, bolhas e interferência da cor

do metal. A cerâmica Vita Omega 900 foi utilizada, tendo em vista sua compatibilidade com o coeficiente de expansão térmica da liga utilizada: New Ceram (Co-Cr-Mo, CNG, Brasil).

Os resultados deste trabalho mostraram que o grupo não tratado (G1) com agente de união apresentou valores de resistência de união significativamente inferiores em relação aos grupos tratados (G2 e G3). Porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência de união dos dois grupos tratados. Para explicar essa similaridade nos resultados, é necessária uma busca mais aprofundada sobre os mecanismos de interação entre os óxidos metálicos e a matriz cerâmica. Provavelmente, o mecanismo mais aceito seja a interação entre os elementos de uma fina camada de óxidos metálicos e constituintes da matriz cerâmica e inclusões de partículas cristalinas, embora não se tenha evidência direta de quais elementos específicos da matriz cerâmica interagem com os óxidos metálicos (ANUSAVICE et al.², 1977).

Portanto, grande parte do sucesso destes trabalhos metalo-cerâmicos depende da capacidade de resistência da união na interface metal/cerâmica, demonstrando assim, a importância de estudos mais complexos sobre o tema.

CONCLUSÃO

Com base no ensaio mecânico aplicado e nos resultados obtidos, parece lícito concluir que:

- A aplicação dos agentes de união contribuiu positivamente nos valores de resistência de união;
- Os dois agentes de união mostraram valores semelhantes de resistência de união entre metal e cerâmica.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the shear bond strength between a metal-ceramic cobalt-chromium (Co-Cr) alloy and a veneer ceramic, using different bonding agents. Thirty wax patterns were prepared from a cylindrical metallic mold (4mm diameter and 5mm height), which were evaporated and fused with a Co-Cr alloy (New Ceram, CNG). The samples were divided into 3 groups, according to the bond agent: G1: Control – Aluminum oxide (110µm); G2: Wash Opaque Vita Omega 900 (Vita) and G3: Pre Bond Opaque (CNG). A Teflon mold was used to apply the veneer ceramic (Vita Omega 900) on the metallic samples, with 4mm diameter and 4mm height. The shear bond test was performed in a universal tester machine (EMIC), at a crosshead speed of 0.5mm/min. The mean shear bond strength and standard deviation (MPa) for the groups were: G1-76.33 ± 5.69; G2-101.13 ± 16.74 and G3-114.55 ± 6.80. Data were submitted to one-way ANOVA and to Tukey's test for comparison between groups (= .05). There was no statistical significant difference between groups G2 and G3, which presented higher bond strength values compared to G1 (control group). It can be concluded that both bonding agents determined similar metal-ceramic bond strength, which were superior to the control group.

UNITERMS

Dental alloy; metal ceramic alloys; shear strength; dental porcelain, comparative study, dental materials

REFERÊNCIAS

- Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. St. Louis : Saunders;2003.
- Anusavice KJ, Ringle RD, Fairhurst CW. Bonding mechanism evidence in a ceramic- nonprecious alloy system. J Biomed Mater Res. 1977; 11(5):701-9.
- Bowers D, Bauer RM, Coslett HB, Heilman KM. Processing of faces by patients with unilateral hemisphere lesions. I. Dissociation between judgments of facial affect and facial identity. Brain Cogn. 1985; 4(3):258-72.
- Daftary F, Donovan T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal bond strength. J Prosthet Dent. 1986; 56(5):535-9.
- Geis-Gerstorf J, Sauer KH, Passler K. Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. Int J Prosthodont. 1991; 4(2):152-8.
- Goeller I, Meyer JM, Nally JN. Comparative study of three coating agents and their influence on Bond strength of porcelain-fused-to-gold alloys. J Prosthet Dent. 1972;28 (5):504-11.
- Graham JD, Johnson A, Wildgoose DG, Shareef MY, Cannavina G. The effect of surface treatments on the bond strength of a nonprecious alloy-ceramic interface. Int J Prosthodont. 1999 July/Aug.;12 (4):330-4.
- Grimaudo NJ. Biocompatibility of nickel and cobalt dental alloys. Gen Dent. 2001 Sept/Oct.;49 (5):498-503.
- Hammad IA, Talic YF. Metal-ceramic bond strength test designs "critique and evaluation". Egypt Dent J. 1995; 41(3):1341-6.
- Hegeudus C, Daroczi L, Kokenyesi V, Beke DL. Comparative microstructural study of the diffusion zone between NiCr alloy and different dental ceramics. J Dent Res. 2002 May;81 (5):334-7.
- Itinoche MK, Kimpara ET, Bottino MA, Neisser MP, Oyafuso DK. Study of the shear bond strength between metal alloys and composite materials for aesthetic veneer: ceromer and polyglass. PGR: Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos 1999; 2(2):70-8.
- Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. J Prosthet Dent. 1983; 49(3):363-70.
- Lavine MH, Custer F. Variables affecting the strength of bond between porcelain and gold. J Dent Res. 1966 Jan-Feb;45 (1):32-6.
- Mazzetto MO, Baptista JG. Avaliação da resistência de união metalocerâmica utilizando os sistemas opacos em pasta, convencional e agente de união. Rev Bras Protes Clín Lab. 2002; 4 (17):50-60.
- McLean JW. The metal-ceramic restoration. Dent Clin North Am. 1983 Oct;27 (4):747-61.
- O'Connor RP, Mackert JR Jr, Myers ML, Parry EE. Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. J Prosthet Dent. 1996 Apr;75 (4):367-74
- Pegoraro LF, Valle AL, Araujo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. Prótese Fixa. São Paulo : Artes Médica;2001.
- Persson M, Bergman M. Metal-ceramic bond strength. Acta Odontol Scand 1996; 54(3):160-5.
- Scaranello RM, Muench A. Contribuição ao estudo da resistência de união entre porcelanas e ligas de níquel-cromo. Rev. Pós-Grad. 1994;1 (1):22-6.
- Sced IR, McLean JW. The strength of metal-ceramic bonds with base metals containing chromium. A preliminary report. Br Dent J. 1972; 132(6):232-4.
- Vickery RC, Badinelli LA. Nature of attachment forces in porcelain-gold systems. J Dent Res. 1968 Sept/Oct.;47 (5):683-9.
- Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J Prosthet Dent. 2000; 83(2):223-34.

Recebido em: 31/05/05

Aprovado em: 02/08/05

Rubens Nisie Tango
Av. Barão de Serra Negra, 1120 apt. 1-B
Vila Rezende – Piracicaba/SP
CEP: 13405-220
Telefone: (19) 3421-7397
tangorun@fop.unicamp.br