

Resistência de união metalocerâmica entre uma liga a base de Ni-Cr-Mo-Ti e um sistema cerâmico em função de diferentes tempos de permanência na temperatura final de oxidação prévia

Stefan Fiuza de Carvalho DEKON^a, Adriana Cristina ZAVANELLI^a,

Igo Mamede RAMOS^b, Cristina do Amparo RESENDE^c

^a*Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia, UNESP, 16015-150 Araçatuba - SP, Brasil.*

^b*Cirurgião-dentista graduado pela Faculdade de Odontologia, UNESP, 16015-150 Araçatuba - SP, Brasil.*

^c*Doutoranda do Curso de Clínica Odontológica, Dentística, Faculdade de Odontologia, UNICAMP, 13414-903 Piracicaba - SP, Brasil.*

Dekon SFC, Zavanelli AC, Ramos IM, Resende CA. Metaloceramic bond strength between Ni-Cr-Mo-Ti alloy and a ceramic system as a function of different times at final pre-oxidation temperature. Rev Odontol UNESP. 2008; 37(1): 1-7.

Resumo: A união metal-cerâmica foi e ainda é considerada o fator responsável pelo sucesso das restaurações metalocerâmicas. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união metal/cerâmica entre uma liga à base de Ni-Cr-Mo-Ti (Tilite) e um sistema cerâmico (Will-Ceram) por meio de teste de cisalhamento. Quarenta padrões metálicos (15,0 x 20,0 x 6,5 mm) foram confeccionados em função da ausência ou presença da oxidação prévia em diferentes tempos de acordo com os grupos experimentais: Grupo 1: sem oxidação prévia; Grupo 2: 0 minuto de permanência na temperatura final de oxidação prévia; Grupo 3: 2 minutos de permanência; e Grupo 4: 5 minutos de permanência. Sobre os padrões metálicos, foi aplicado o sistema cerâmico (Will-Ceram). O ensaio foi realizado em máquina de ensaio universal (200 kgf/500 g/V = 0,5 mm.min⁻¹). Os valores originais (kgf.cm⁻²) foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey a 5%, e observou-se que: o Grupo 1 apresentou os maiores valores de resistência ao cisalhamento (220,60), não diferindo estatisticamente do Grupo 2 (201,70) (P < 0,05). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os Grupos 2 (201,70) e 3 (171,60) (P > 0,05). O Grupo 4 apresentou os menores valores de resistência ao cisalhamento (152,40), não diferindo estatisticamente do Grupo 3 (171,60) (P < 0,05). Estudos adicionais se fazem necessários para melhor conhecimento do comportamento destes materiais.

Palavras-chave: Resistência ao cisalhamento; ligas metalocerâmicas; oxidação; porcelana dentária.

Abstract: Metal-ceramic bond has been and still is considered the factor responsible for successful metaloceramic restorations. The aim of this study was to assess the metal/ceramic bond strength between a Ni-Cr-Mo-Ti based alloy (Tilite) and a ceramic system (Will-Ceram) by shear testing. Forty metal patterns (15.0 x 20.0 x 6.5 mm) were made, as a function of absence or presence of previous oxidation for different periods of time according to the experimental groups: Group 1: without previous oxidation; Group 2: kept for 0 minute at final temperature of previous oxidation; Group 3: kept for 2 minutes and Group 4: kept for 5 minutes. On the metallic standards the ceramic system was applied (Will-Ceram). The test was performed in a universal test machine (200 kgf/500 g/V = 0.5 mm.min⁻¹). The original values (kgf.cm⁻²) were submitted to the analysis of variance (ANOVA) and the Tukey test at 5%, from which the following observations were made: Group 1 presented the highest shear resistance values (220.60), and did not differ statistically from Group 2 (201.70) (P < 0.05). There were no statistically significant differences between Groups 2 (201.70) and 3 (171.60) (P > 0.05). Group 4 presented the lowest shear resistance values (152.40),

and did not differ statistically from Group 3 (171.60) ($P < 0.05$). Further studies are required to obtain better knowledge about the behavior of these materials.

Keywords: *Shear strength; metal ceramic alloys; oxidation; dental porcelain.*

Introdução

As restaurações metalocerâmicas apresentam relatos de sucesso clínico a longo prazo e as características de reforço da infra-estrutura metálica parecem ser de grande importância para este sucesso³. Desde o início da utilização da cerâmica aplicada sobre o metal, houve grande preocupação com a natureza da união metalocerâmica, termo este introduzido por Skinner, Phillips²⁵.

A compatibilidade entre o metal e a cerâmica está diretamente relacionada à combinação das propriedades, tanto da liga metálica como do sistema cerâmico utilizados e, desse modo, um material não pode ser estudado de maneira isolada. No entanto, um fato que precisa ser abordado, é a falta de padronização na metodologia dos ensaios mecânicos, o que dificulta a determinação exata da resistência da união metalocerâmica¹⁴.

A escolha da liga que fará parte da estrutura metálica da coroa metalocerâmica é baseada em vários fatores, dentre eles: biocompatibilidade, facilidade de fusão, fundição, soldagem, polimento, pouca contração durante a solidificação, boa resistência ao desgaste, deflexão e à corrosão. A correta seleção e a manipulação destas ligas são imperativas para a boa performance das próteses, bem como para sua longevidade²⁹.

As primeiras ligas utilizadas para confecção de próteses metalocerâmicas foram as com alto teor de ouro, que permaneceram como padrão durante muito tempo. A estas ligas, com o objetivo de melhorar a união da cerâmica ao metal, foram introduzidos traços de elementos químicos tais como o índio, estanho, cobre, a fim de se conseguir uma formação de óxidos que combinassem com a cerâmica, visto que, para ligas de metais nobres, não haveria essa possibilidade. Realizava-se, portanto, a oxidação prévia à aplicação da cerâmica, processo esse pesquisado por diversos autores^{19,28,30-32}.

Nos anos setenta, o uso de cerâmica associada a ligas de metais básicos obteve grande aceitação, porém, a maioria apresentava desvantagens, como pobre biocompatibilidade, baixa resistência à corrosão e descoloração da cerâmica^{4,33}. Algumas das características dessas ligas são: módulo de elasticidade superior, menor densidade, flexibilidade e principalmente, baixo custo. A liga à base de Ni-Cr é a principal representante e forma camada de óxido superficial mais facilmente, quando comparada às ligas de metais nobres⁹.

Em geral, óxidos metálicos são facilmente produzidos em ligas à base de Ni-Cr, quando submetidas a altas temperaturas. A espessura desta camada de óxido depende do grau

de oxidação dos elementos metálicos da liga. Se a camada for muito fina, poderá ser rompida durante a sinterização da cerâmica²¹; todavia, uma camada muito espessa, pode gerar tensões internas promovendo diferença no coeficiente de expansão térmica da camada de cerâmica, resultando em fraca união entre o metal e a cerâmica¹¹. Necessita-se, portanto, de controle da oxidação, a fim de que a resistência de união metal/cerâmica não seja comprometida³¹.

Devido à baixa condutividade térmica, excelente biocompatibilidade e baixo custo, o titânio passou a ser empregado na odontologia¹⁵; no entanto, seu processamento laboratorial, principalmente em relação à fundição, requer equipamentos especiais, para evitar a oxidação do metal^{23,33,34}. O titânio pode contribuir para a união metal-óxido, por meio de uma reação química, na qual ocorre a difusão dos componentes da cerâmica aos componentes sódio, potássio e bário, presentes na camada óxida do titânio. Já foi relatado que a força de união entre a cerâmica e o titânio é comparável com a resistência metalocerâmica das ligas à base de Ni-Cr¹⁰.

A chave para o sucesso de uma tecnologia de união de dois materiais com naturezas tão distintas está na capacidade de gerar uma interface que consiga acomodar os diferentes tipos de ligações químicas¹⁷. A natureza da união entre ligas metálicas e a cerâmica dentária tem sido alvo de diversos trabalhos^{9,10}. Isto é justificável pelo fato de que o sucesso de uma coroa metalocerâmica depende muito da resistência dessa união⁸.

Da necessidade de se conhecer melhor a união entre a cerâmica e o metal, Shell, Nielsen (1962), propuseram um dos primeiros testes desenvolvidos especificamente para mensurar a resistência de união. Esse teste consistiu em se aplicar a cerâmica sobre uma haste metálica e medir a resistência do conjunto sob tensão de cisalhamento. Posteriormente, outros testes foram preconizados por diferentes autores, como Anthony et al.¹; Caputo et al.⁵; Chiodi Netto⁶, para determinar essa resistência. Alguns deles se baseiam em tensões de cisalhamento; outros em tensões de tração; e outros em deflexões - todos apresentando vantagens e desvantagens. Na presente investigação, foi utilizado o teste de cisalhamento proposto por Mazzetto, Batista¹⁶.

O presente estudo teve por objetivo avaliar o efeito das variações do ciclo de tratamento térmico prévio (oxidação prévia) à aplicação do sistema cerâmico (Willians) na resistência de união metalocerâmica, utilizando-se a liga Ni-Cr-Mo-Ti (Tilite), variando-se o tempo de permanência

do metal no interior do forno na temperatura final do ciclo de oxidação prévia.

Material e método

Material

A Tabela 1 apresenta os principais materiais utilizados neste experimento.

Método

Para obtenção dos corpos de prova, a cera liquefeita foi vertida em uma matriz de aço inoxidável, em forma cilíndrica medindo 15 mm de altura por 20 mm de diâmetro, com perfuração central de 6,5 mm de profundidade e 6 mm de diâmetro. Um espaçador de 1,5 mm de largura, posicionado na base da perfuração central, foi utilizado com a finalidade de padronizar a espessura da cerâmica a ser aplicada. Desse modo, o padrão de cera foi obtido medindo 5 mm de altura e 6 mm de diâmetro. A matriz possui também perfuração de 2 mm de diâmetro da base da matriz até a base da perfuração central, para possibilitar a remoção do padrão de cera e do corpo de prova, após a aplicação da cerâmica.

Os padrões de cera foram fundidos em Ni-Cr-Mo-Ti (Talladium. Inc, USA). O processo de fundição foi realizado em máquina de centrifugação (J. Safrany, São Paulo – SP, Brasil) armada com 5 voltas e uma mistura de gás-oxigênio com pressão indicada pelo fabricante, por meio de um maçarico com furos múltiplos (Draeger). Realizou-se a desinclusão e texturização superficial do padrão metálico (Figura 1b), inicialmente por meio de usinagem com pedras de óxido de alumínio de três granulações: fina, média e grossa, aplicadas nesta ordem. Neste momento, foi realizado um criterioso exame a olho nu e, os que não apresentaram superfícies regulares, foram descartados. Depois de serem jateados a uma distância de 3 cm durante 1 minuto com óxido de alumínio com partículas de 50 μm a uma pressão de 80 lb.pol⁻², os padrões metálicos passaram por tratamen-

tos térmicos de oxidação prévia à aplicação da cerâmica no interior do forno para cocção da cerâmica (Mod. FU 100-p computadorizado/EDG – São Carlos, Brasil), seguindo-se as temperaturas indicadas pelo fabricante, ou seja, temperatura inicial de 5400 °C, sob vácuo total, aumentando-se a temperatura em 550 °C por minuto até a temperatura de 9750 °C. Ao atingir essa temperatura, o forno foi programado para liberar o vácuo.

Os grupos experimentais foram formados em função do tempo de permanência do padrão metálico no interior do forno, sem vácuo, na temperatura final do ciclo de oxidação prévia (9750 °C). Desse modo, foram formados os seguintes grupos experimentais:

- Grupo 1 - sem oxidação prévia (controle);
- Grupo 2 - Oxidação prévia por 0 minuto na temperatura final; de acordo com a especificação do fabricante;
- Grupo 3 - Oxidação prévia por 2 minutos na temperatura final;
- Grupo 4 - Oxidação prévia por 5 minutos na temperatura final.

No grupo 2, o forno foi aberto imediatamente depois de atingida a temperatura final do ciclo de oxidação prévia, enquanto que, para os grupos 3 e 4, os corpos-de-prova permaneceram dentro do forno depois de atingida a temperatura final, por tempos de 2 e 5 minutos, respectivamente. O grupo 1 (controle) não passou pelo ciclo de oxidação prévia e, portanto, recebeu a aplicação do sistema cerâmico após o processo de jateamento com óxido de alumínio.

Em seguida, uma das extremidades do cilindro metálico recebeu a aplicação de 2 camadas de cerâmica de opacificação (Will-Ceram, Williams - USA), coccionadas separadamente, em forno próprio (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos), com ciclos de cocção recomendados pelo fabricante. Para a aplicação da cerâmica de corpo, que também se processou em duas etapas distintas com ciclos de cocção recomendados pelo fabricante, foi utilizada a mesma matriz com a qual se confeccionou o padrão de cera (Figura 1a), porém sem o anel espaçador (Figura 1c), correspondente à espessura da camada de cerâmica. Essa matriz permitiu a padronização das amostras, com porção metálica medindo 6 x 5 mm (Figura 1b) e a cerâmica aplicada em sua extremidade com 1,5 mm de espessura.

Para a realização do teste de cisalhamento, o conjunto, corpo de prova e matriz, foi levado à máquina de ensaio (Kratos - Dinamômetro Kratos Ltda., modelo K500-2000), usando célula de carga de 250 kgf, com precisão de 500 g e velocidade de 0,5 mm.min⁻¹¹³. Os corpos de prova foram posicionados no interior da matriz com a porção da cerâmica exposta pela colocação anteriormente do espaçador e, por meio de uma ponta ativa, gerou-se tensão de cisalhamento na interface metal/cerâmica (Figura 2). Depois da ruptura, o valor foi registrado e tabulado para análise estatística.

Tabela 1. Principais materiais utilizados

Produto	Composição	Fabricante
Liga - Tilite Premium (P)	Ni	60-76%
	Cr	12-21%
	Mo	4-14%
	Ti	4-6%
Sistema cerâmico - Will-Ceram	SiO ₃	69,36%
	B ₂ O ₃	7,53%
	CaO	1,85%
	K ₂ O	8,33%
	Na ₂ O	4,81%
	Al ₂ O ₃	8,11%

Depois do ensaio mecânico, realizou-se observação das amostras em microscópio óptico, padronizando-se a magnificação em 10 vezes de aumento. Foi possível, então, verificar que ocorreram falhas do tipo adesiva na interface metal/cerâmica e coesiva na cerâmica.

Resultado

Por apresentarem distribuição normal e variâncias homogêneas (Shapiro-Wilk - Biostat), os resultados foram submetidos ao teste de análise de variância de dois fatores (ANOVA), quando foi verificada a interação entre os fatores analisados (Tabela 2).

Posteriormente foi aplicado o teste de Tukey ao nível de 5% de significância com o objetivo de localizar as diferenças entre os grupos estudados (Tabela 3).

Na Figura 3, estão registrados os valores médios do teste de cisalhamento (kgf) de acordo com os tipos de tratamento da liga, sendo possível observar que os maiores valores médios de resistência da união metalocerâmica foram observados para o grupo 1 (220,60), sem diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo 2 (201,70) ($P < 0,05$). Os menores foram observados para o grupo 4 (152,40), sem diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo 3 (171,60) ($P < 0,05$).

Para melhor análise do tipo de fratura ocorrido, os corpos-de-prova foram examinados individualmente por

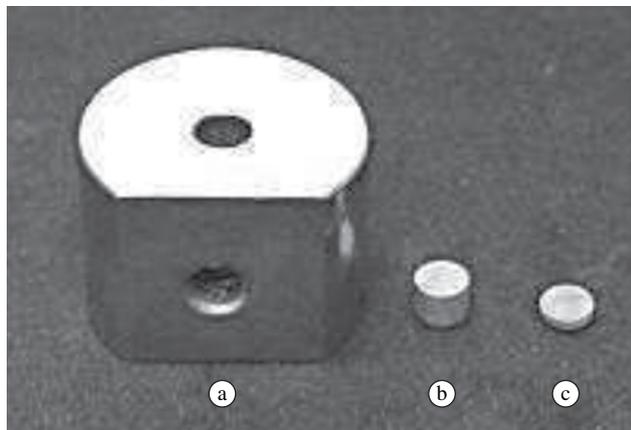


Figura 1. a) Matriz utilizada para aplicação da cerâmica; b) padrão metálico; e c) anel espaçador.

meio de escores em percentuais aproximados das áreas de fratura recobertas com cerâmica, o que caracteriza fratura do tipo coesiva. As áreas dos corpos-de-prova totalmente livres de cerâmica caracterizaram fratura do tipo adesiva. Desse modo, foi possível observar que algumas amostras apresentaram os dois tipos de padrão de fratura (mista), com diferentes percentuais (Tabela 4).

Discussão

Devido à crescente utilização de coroas metalocerâmicas, as ligas metálicas e várias de suas propriedades passaram a ser estudadas com maior atenção pelos pesquisadores visando melhor desempenho clínico, para que os anseios dos pacientes usuários deste tipo de prótese sejam alcançados.

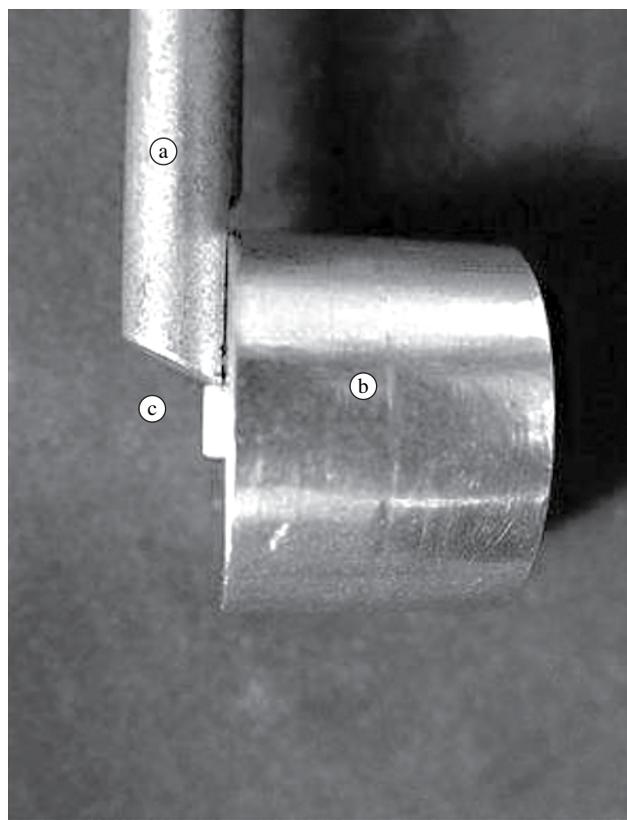


Figura 2. a) Ponta ativa; b) matriz contendo o anel espaçador; e c) bloco de cerâmica.

Tabela 2. Análise de variância

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob. > F
Grupos	3	27747,4955188	9249,1651729	10,1223	0,00015
Resíduo	36	32894,5472672	913,7374241		
Total	39				
Média geral = 186.568253					
Coeficiente de variação = 16.202%					

Tabela 3. Valores médios em kgf.cm^{-2} e desvio padrão dos grupos experimentais

Grupos	Médias	Desvio Padrão	Tukey (5%)
G1	220,56	18,56	a
G2	201,69	29,90	ab
G3	171,59	41,32	bc
G4	152,41	26,61	c

Médias seguidas de letras minúsculas iguais não diferem ao nível de 5% de significância.

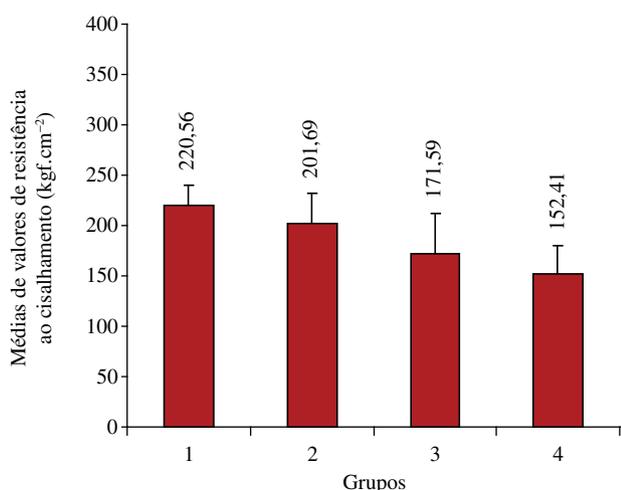


Figura 3. Valores médios dos grupos experimentais em kgf.cm^{-2} .

Tabela 4. Distribuição dos padrões de fratura observados (%)

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
100% adesiva	2	3	1	1
100% coesiva	0	0	0	0
75% adesiva e 25% coesiva	7	5	8	6
50% adesiva e 50% coesiva	1	1	1	2
25% adesiva e 75% coesiva	0	1	0	1

Trabalhos como o de Poggioli et al.²⁰ relataram que a procura por ligas alternativas, que conseguissem substituir de maneira satisfatória as ligas nobres consideradas de alto custo, levou diversos pesquisadores a estudarem o comportamento destas, como, por exemplo, as de Fe-Cr, Ni-Cr-Mo, Cr-Co + 10% de níquel. Os melhores resultados em relação à resistência de união com a cerâmica foram apresentados pelas

ligas contendo níquel, que formaram uma forte ligação com as cerâmicas opacas de diferentes marcas comerciais.

Desse modo, a propriedade resistência de união entre o metal e a cerâmica começou a ser alvo de pesquisas^{6-10,23}. As ligas seminobres, tidas como ligas do futuro, começaram a ter uma grande aceitação no mercado devido às suas condições favoráveis de manuseio, principalmente quando é fundida por meio de ceroplastia realizada sobre componentes pré-fabricados para prótese sobreimplante²⁷.

Clinicamente, o diagnóstico preciso da causa de fratura na restauração metalocerâmica nem sempre é possível devido à possibilidade dela ocorrer tanto por fatores propriamente clínicos como laboratoriais⁹. Conforme relatado por Ozcan, Niedermeier, em condições clínicas, as falhas das coroas metalocerâmicas podem ocorrer por diversas causas: impacto por carga, fadiga por carga, anatomia imprópria, micro defeitos na cerâmica, infra-estrutura inadequada, preparo inadequado do pilar, erros técnicos, coeficientes térmicos incompatíveis ou contato oclusal prematuro.

No entanto, um dos maiores problemas encontrados nesta linha de pesquisa diz respeito à falta de padronização metodológica, tanto que relatos como os de Riley²² e Baran² chamam a atenção para o aspecto de que nenhum teste idealizado com a finalidade de mensurar a resistência dessa união foi ainda considerado como totalmente confiável e que, portanto, seja aceito universalmente. Os testes com esse objetivo utilizam tensões do tipo cisalhamento, tensões de tração e deflexões, sendo que, em muitos casos os resultados acabam por ser numericamente conflitantes.

Autores como Hautaneimi et al.¹¹ reportaram bons resultados na utilização de uma liga de Pd/Ag, quando realizaram oxidação prévia por 5 minutos. Utilizando este mesmo tempo de oxidação, os sistemas Duceram e Willians exibiram seus melhores resultados, fato esse não observado quando da utilização desse mesmo tempo, para a liga Noritake, que demonstrou melhor desempenho quando se utilizou tempo de oxidação prévia de 10 e 15 minutos.

No presente estudo, foi utilizada uma liga a base de Ni-Cr-Mo-Ti e verificou-se que as maiores médias de resistência da união metalocerâmica foram obtidas para os grupos I (controle) 220,60 kgf.cm^{-2} e para grupo II (oxidação prévia por 0 minutos) 201,70 kgf.cm^{-2} , e as menores médias foram obtidas para os grupos III (oxidação prévia por 2 minutos) 171,60 kgf.cm^{-2} e para grupo IV (oxidação prévia por 5 minutos) 152,40 kgf.cm^{-2} , com maior tempo de permanência no forno.

Segundo Saadet, Smith, a não aderência da camada de óxido de titânio a temperaturas acima de 800 °C requer a queima da cerâmica abaixo dessa temperatura. O sistema especial de baixa fusão da cerâmica para união ao titânio tem sido muito utilizado, considerando-se que a ótima aderência da cerâmica ao metal é o principal pré-requisito para o sucesso clínico da restauração protética. A resistência de

união pode variar substancialmente dependendo do tipo de pré-tratamento da superfície que deve ser diferenciado de acordo com o tipo de liga selecionada.

Trabalhos como os de Dekon⁷ também relataram resultados semelhantes para a liga de metais básicos (Ni-Cr), nos quais a utilização da oxidação prévia não mostrou ser eficiente, originando piores resultados quando comparados a grupos que não receberam nenhuma oxidação prévia. Isto se deve ao fato de que essas ligas possuem um alto poder de oxidação e que os óxidos superficiais necessários para que ocorra a união química são formados na quantidade suficiente durante os processos de cocção.

Em outro estudo, Dekon⁸ verificou os mesmos resultados, avaliando a resistência de união metalocerâmica em uma liga seminobre de paládio/prata por meio de teste de cisalhamento perante diferentes tempos de oxidação prévia à aplicação de três sistemas cerâmicos. Diante dos resultados encontrados observou-se não haver diferenças estatisticamente significantes entre o grupo controle e os grupos experimentais e concluíram que, em relação à propriedade resistência de união metalocerâmica, a liga de paládio/prata Pors-On IV não necessita do processo de oxidação prévia.

Straing, Ferreira salientaram que as diferenças químicas apresentadas por ligas utilizadas para confecção de próteses metalocerâmicas não permitem que os resultados dos testes sejam aplicados a outra liga. Ressaltam ainda que, mesmo sendo de grupos semelhantes, pequenas diferenças químicas resultam em grandes diferenças no desempenho delas.

Yamamoto³² relatou que os valores exibidos pela união metalocerâmica são superiores aos necessários clinicamente, porém o sucesso de uma restauração metalocerâmica vai além da resistência de união, englobando aspectos estéticos e funcionais, que um profissional bem preparado deve estar atento, objetivando a realização de um bom trabalho.

No presente estudo, não se verificou a ocorrência de fraturas coesivas no metal; todavia, em várias amostras, ocorreram fraturas coesivas na cerâmica com diferentes percentuais. O percentual de 25% e 50% de fratura coesiva na cerâmica ocorreu de maneira semelhante em todos os grupos, porém com grande incidência de 25% e com pequena incidência de 50%. No entanto, verificou-se que em nenhum momento ocorreu fratura 100% coesiva na cerâmica, indicativo de que o posicionamento do cinzel na exata junção entre os dois materiais, gerou uma força de cisalhamento capaz de romper a união entre os dois materiais estudados, porém 100% adesiva somente em 17,5% dos corpos de prova (7 amostras). A resistência de união entre os dois materiais propiciou, na grande maioria das amostras (27 amostras), um percentual de 25% das áreas com fratura do tipo coesiva na cerâmica, que ocorreram de maneira semelhante em todos os grupos, sugerindo que a utilização ou não de oxidação prévia em diferentes tempos não foi um fator diferencial para o tipo de fratura ocorrido. De maneira geral, essas áreas se

localizavam no quadrante inferior oposto ao da aplicação da força. Observou-se também uma pequena incidência de 50% de fratura coesiva na cerâmica (5 amostras), o que sugere que a metodologia empregada, gerou uma força de cisalhamento capaz de romper a união entre os dois materiais, nem sempre propagando essa força totalmente no quadrante inferior das amostras.

Trabalhos de resistência de união entre a liga utilizada neste experimento e cerâmicas são escassos, fato justificado pelo pouco tempo em que o material encontra-se no mercado. Em face dos resultados obtidos no presente estudo, faz-se necessário pesquisas tanto em laboratório como na clínica diária, de caráter mecânico e biológico, a fim de se obter as melhores técnicas a serem utilizadas e, conseqüentemente, atingir os melhores resultados em relação à resistência de união entre os materiais pesquisados.

Conclusão

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Os maiores valores médios foram obtidas para o grupo sem oxidação prévia (G1) sem diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo com tempo de 0 minuto de permanência na temperatura final de oxidação prévia (G2);
- não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com 0 e 2 minutos de permanência na temperatura final de oxidação prévia (G2 e G3);
- o grupo com 5 minutos de oxidação prévia (G4) apresentou os menores valores de resistência ao cisalhamento sem diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo com tempo de 2 minutos de permanência na temperatura final de oxidação prévia (G3).

Referências

1. Anthony DH, Burnett AP, Smith DL, Brooks MS. Shear test for measuring bonding in cast gold alloy-porcelain composite. *J Dent Res.* 1970;49:27-33.
2. Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent Clin North Am.* 1985;29:779-87.
3. Bayardo-González DE. Avaliação da resistência à fratura em coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas, utilizando infra-estruturas com e sem reforço [dissertação mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.
4. Behr M, Rosentritt M, Gioger G, Handel G. Adhesive bond of veneering composites on various metal surfaces using silicoating, titanium-coating or functional monomers. *J Dent.* 2003;31:33-42.
5. Caputo AA, Dunn B, Reisbick MH. A flexural method for evaluation of metal-ceramic bond strength. *J Dent Res.* 1977;56:1501-6.
6. Chiodi Netto J. Avaliação da resistência de união da porcelana aplicada sobre liga de Ni-Cr e sobre solda

- [tese livre-docência]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1981.
7. Dekon SFC. Avaliação da resistência de união metalocerâmica em função de diferentes ciclos de oxidação prévia [dissertação mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1994.
 8. Dekon SFC. Estudo da propriedade de resistência de união metalocerâmica entre uma liga seminobre de paládio-prata e três sistemas cerâmicos importados, em função de diferentes tempos de oxidação prévia [tese doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.
 9. Dekon SFC, Vieira LF, Bonfante G. Avaliação da resistência de união metalocerâmica em função de diferentes tempos de oxidação prévia. *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1999;13:57-60.
 10. Fisher, J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. *Biomaterials*. 2002;23:1303-11.
 11. Hautaniemi JA, Juhanoja JT, Suoninen EJ. Oxidation of four palladium-rich ceramic fusing alloys. *Biomaterials*. 1990;11:62-72.
 12. Huang HH. Effect of chemical composition on the corrosion behavior of Ni-Cr-Mo dental casting alloys. *J Biomed Mater Res*. 2002;60:458-65.
 13. International Standardization Organization. Dental materials – guidance on testing of adhesion to tooth structure. ISO/TR 11405. Switzerland; 1994.
 14. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review. *J Prosthet Dent*. 1983;49:363-70.
 15. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993;43:245-53.
 16. Mazzetto MO, Batista JG. Avaliação da resistência de união metalocerâmica utilizando os sistemas opacos em pasta, convencional e agente de união. *PCL*. 2002;17:50-60.
 17. Nascimento RM; Martinelli AE; Buschinelli AJA. Review Article. Recent advances in metal-ceramic brazing. *Cerâmica*. 2003;49:178-98.
 18. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont*. 2002;15:299-302.
 19. Papazoglou E, Brantley WA, Carr AB, Johnston WM. Porcelain adherence two high-palladium alloys. *J Prosthet Dent*. 1993;70:386-94.
 20. Poggioli J, Montagnon J, Lambart J. Emaillage d'un alliage non précieux avec la porcelaine dentaire. *Rev Franc Odont-Stomat*. 1968;15:1215-20.
 21. Preston JD. Perspectives in dental ceramics. *Proceedings of the fourth international symposium on ceramics*. Chicago: Quintessence; 1988.
 22. Riley EJ. Ceramo-metal restoration state of the science. *Dent Clin North Am*. 1977;21:669-82.
 23. Saadet A, Semih B. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres. *J Prosthet Dent*. 2000;84:567-74.
 24. Shell JS, Nielsen JP. Study of bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res*. 1962;41:1424-37.
 25. Skinner EW, Phillips RW. *Skinner's science of dental materials*. Philadelphia: Saunders; 1973.
 26. Straing H, Ferreira MR. Nickel-Chromium alloys for porcelain-fused-to-metal techniques. *J Dent Assoc S Africa* 1982;37:243-9.
 27. Tobey R. Palladium - silver : the alloy of the future. *Trends Tech Contemp Dent Lab*. 1989;6:31-3.
 28. Wagner WC, Asgar K, Bigelow WC, Flinn RA. Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding. *J Biomed Mater Res*. 1993;27:531-7.
 29. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*. 2002;87:351-63.
 30. Watanabe T. Composition and morphology of oxides on porcelain fused to Ni-Cr alloys Be containing alloys. *Aichi Gakuin Daigaku Shigakkai Shi*. 1989;27:383-96.
 31. Wu Y, Moser JB, Jamenson LM, Malone WFP. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J Prosthet Dent*. 1991;66:439-44.
 32. Yamamoto M. *Metal-ceramics principles and methods of Makoto Yamamoto*. Chicago: Quintessence; 1985.
 33. Yilmaz H, Dincer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent*. 1999;27:215-22.
 34. Yoda M, Konno T, Takada Y, Iijima K, Griggs J, Okuno O, Kimura K, Okabe T. Bond strength of binary titanium alloys to porcelain. *Biomaterials*. 2001;22:1675-81.

