

O efeito do jateamento de Al_2O_3 na resistência de união de uma cerâmica vítrea a uma liga de ouro e a uma liga de cobalto-cromo

Effect of airborne particle abrasion on the bond strength of glass ceramic fused to gold and cobalt-chromium alloy

Carolina da Silva Machado MARTINELLI

Lucas Hian da SILVA

Mestrandos - Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - Unesp - Univ Estadual Paulista - São José dos Campos - SP - Brasil.

Luis Gustavo Oliveira de VASCONCELLOS

Professor substituto - Disciplina de Oclusão e ATM - Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - Unesp - Univ Estadual Paulista - São José dos Campos - SP - Brasil.

Estevão Tomomitsu KIMPARA

Professor Adjunto - Disciplina de Materiais Dentários - Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - Unesp - Univ Estadual Paulista - São José dos Campos - SP - Brasil.

Marco Antonio BOTTINO

Professor Titular - Disciplina de Prótese Parcial Fixa - Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - Unesp - Univ Estadual Paulista - São José dos Campos - SP - Brasil.

RESUMO

Este estudo avaliou o efeito do jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3) na resistência de união de uma liga de ouro e uma de cobalto-cromo a uma cerâmica, submetidos ao ensaio de flexão de três pontos (ISO 9693). Sessenta barras metálicas (25x3x0,5mm) foram divididas de acordo com a liga: Au e Co-Cr; e o tratamento de superfície do metal: ponta de tungstênio (W), jateamento de Al_2O_3 (JAT) a 10mm de distância e jateamento de Al_2O_3 a 20mm de distância, formando 6 grupos: G1.1 - Au + W; G1.2 - Au + W + JAT a 10mm; G1.3 - Au + W + JAT a 20mm; G2.1 - Co-Cr + W; G2.2 - Co-Cr + W + JAT a 10mm; G2.3 - Co-Cr + W + JAT a 20mm. A cerâmica de cobertura foi coccionada sobre a área central de acordo com as recomendações do fabricante. Os espécimes foram submetidos ao teste de flexão de três pontos. Foi realizada análise de variância a 2 fatores e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os modos de falhas foram analisados, qualitativamente, em lupa estereomicroscópica. Os valores médios de resistência de união e desvio-padrão (em MPa) foram: G1.1: 42,36±6,45; G1.2: 48,75±3,80; G1.3: 50,55±5,49; G2.1: 40,18±8,05; G2.2: 50,51±9,71; G2.3: 49,71±6,53. Observou-se que houve diferença estatisticamente significativa para o fator tratamento de superfície ($p=0,002$), sendo que os grupos tratados com jateamento de Al_2O_3 a 10mm e 20mm de distância produziram valores de resistência flexural similares entre si e significativamente maiores que aqueles tratados com ponta de tungstênio. O modo de falha predominante foi adesiva na interface metal/cerâmica, sem a presença de cerâmica na superfície do metal para o grupo G1.1 e G2.1 e exclusivamente mista na interface metal/cerâmica, com presença de opaco e cerâmica de corpo na superfície da metal para os demais grupos. Concluiu-se que o tipo de liga não interferiu nos valores de resistência de união e o jateamento com Al_2O_3 melhorou significativamente os valores de resistência de união entre a cerâmica e as ligas estudadas.

UNITERMOS

Materiais dentários; jateamento com óxido de alumínio; ligas de cromo; ligas de ouro; cerâmica.

INTRODUÇÃO

A longevidade das restaurações metalocerâmicas depende da força de união entre a cerâmica de recobrimento e a infraestrutura metálica. As ligas metálicas nobres são utilizadas para construir infraestruturas devido sua excelente biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas, além de apresentar excelente união à cerâmica de cobertura [1]. Entretanto, o aumento do custo das ligas metálicas nobres nos anos 70 levou ao desenvolvimento e ao aumento do uso clínico das ligas de metais básicos para confecção de infraestruturas de próteses parciais fixas e unitárias [2,3].

As ligas básicas apresentam convenientes propriedades mecânicas, como alto módulo de elasticidade, que confere a estas ligas a vantagem de obter copings com pequena espessura e rigidez adequada para próteses parciais fixas extensas [3,4]. Porém, nas ligas básicas há dificuldade de se controlar a formação da camada de óxido na superfície do metal, em elevadas temperaturas, diminuindo a eficiência na união metal/cerâmica [5,6].

Visando aumentar a molhabilidade do metal pela cerâmica e controlar a espessura da camada de óxidos, diversos tratamentos de superfície foram estudados, tais como: desgaseificação [7], uso de agentes intermediários de união [8], diferentes temperaturas de queima da cerâmica [9], alteração na taxa de resfriamento da cerâmica [10], utilização de diferentes ambientes para queima da cerâmica [3,11], aumento do número de queimas da cerâmica [12], utilização da camada de opaco [13] e aumento da temperatura de queima da camada de opaco [11,14], uso do jateamento de partículas de Al_2O_3 [14-19], retenção mecânica com brocas carbides e pontas diamantadas [11,15,16,19].

O jateamento de partículas de Al_2O_3 visa limpar a superfície dos materiais, produzir uma topografia micro-retentiva e aumentar a área de superfície [17], bem como promover maior energia de superfície aumentando o grau de molhabilidade da superfície metálica para a aplicação da cerâmica [20]. Apesar da importância deste passo laboratorial, não existe um protocolo definido, assim são utilizadas distâncias que variam entre 1 e 10cm entre a ponta do aparelho jateador e a superfície do metal [1,17].

O objetivo deste estudo foi avaliar in vitro a

influência do jateamento de Al_2O_3 na união de uma cerâmica a uma liga Au e a uma liga de Co-Cr, quando submetidos ao ensaio de flexão de três pontos.

MATERIAL E MÉTODOS

Confecção das barras metálicas

Tiras plásticas (27x3x0.5mm) foram utilizadas para a fabricação das barras metálicas. Sprues de cera (Horus, Herpo Produtos Dentários Ltda, São Paulo, Brasil) foram unidos perpendicularmente a uma das extremidades das tiras plásticas e conectadas a um bastão de cera central com 5mm de diâmetro (Horus, Herpo Produtos Dentários Ltd, São Paulo, Brasil). O conjunto foi montado em um anel de silicone e preenchido com material de revestimento (Bellavest® T, Bego, Bremen, Alemanha). Após a presa do material, o anel de silicone foi separado do molde de revestimento. Sessenta barras metálicas foram obtidas após a fusão em equipamento para fundição por indução (Fornax GEU, Bego, Bremen, Alemanha), sendo metade em liga de cobalto-cromo (Wirobond® C, Bego, Alemanha) e metade em liga de ouro (Olimpya-Jelenko, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany).

Após os procedimentos de desinclusão, com auxílio de um disco de carborundum em baixa velocidade, os condutos de alimentação foram cortados, as irregularidades removidas e a extremidade que estava ligada ao conduto de alimentação recortada. Finalmente, as barras metálicas apresentaram as seguintes dimensões de 25x3x0,5mm, seguindo a norma ISO 9693 [25]. As dimensões foram aferidas por meio de um paquímetro digital com resolução de 0,01mm (modelo Starrett 727, Starrett, Itu, Brasil).

Um dos lados das barras metálicas foi selecionado aleatoriamente e usinado com pedra branca de óxido de alumínio de formato cilíndrico (Shofu, Menlo Park, EUA) e ponta de tungstênio (Edenta 5720.040, Labordental, São Paulo, SP, Brasil) em sentido único paralelo ao longo eixo das barras metálicas, seguindo as instruções do fabricante da cerâmica VM13 (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemanha). Em seguida, as barras metálicas foram divididas em 6 grupos (n=10), de acordo com a liga e o tratamento de superfície do metal (Tabela 1).

TABELA 1 - DIVISÃO DOS GRUPOS DE ACORDO COM A LIGA E TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DO METAL

Grupos	Liga	Tratamento de superfície do metal
G1.1	Au	Usinagem com ponta de tungstênio /Sem jateamento de Al_2O_3
G1.2		Usinagem com ponta de tungstênio /Jateamento de Al_2O_3 com partículas de 250 μ m com pressão de 2 bar à 10mm de distância entre a ponta do jateador e o espécime
G1.3		Usinagem com ponta de tungstênio /Jateamento de Al_2O_3 com partículas de 250 μ m com pressão de 2 bar à 20mm de distância entre a ponta do jateador e o espécime
G2.1	Co-Cr	Usinagem com ponta de tungstênio /Sem jateamento de Al_2O_3
G2.2		Usinagem com ponta de tungstênio /Jateamento de Al_2O_3 com partículas de 125 μ m com pressão de 2 bar à 10mm de distância entre a ponta do jateador e o espécime
G2.3		Usinagem com ponta de tungstênio /Jateamento de Al_2O_3 com partículas de 125 μ m com pressão de 2 bar à 20mm de distância entre a ponta do jateador e o espécime

O procedimento de jateamento de Al_2O_3 foi padronizado por meio de um dispositivo especialmente desenvolvido, que permitia manter as barras metálicas a uma distância previamente selecionada (10 ou 20mm) e com angulação de 90° entre a ponta do jateador e o espécime (Figura 1).

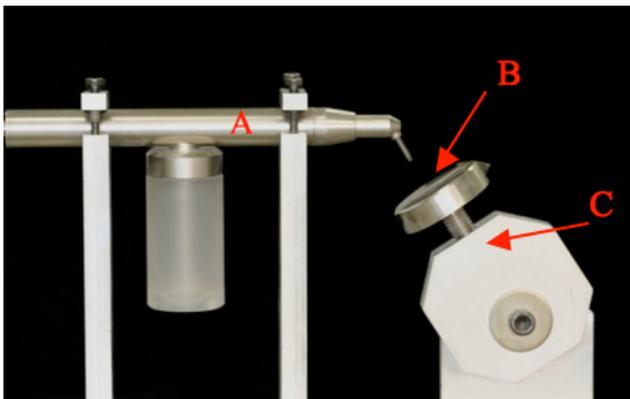


Figura 1 - A) Dispositivo utilizado para a padronização do jateamento de partículas de Al_2O_3 , B) barra metálica posicionada; C) mesa móvel.

Posteriormente, foi realizada a limpeza em aparelho de ultrassom (Vitasonic II, Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) em álcool isopropílico por um período de dez minutos. As barras metálicas foram mantidas em bancada sobre papel absorvente para total secagem.

Aplicação da cerâmica

Para a aplicação da cerâmica foi desenvolvido um dispositivo metálico, o qual possui duas placas horizontais, uma superior e outra inferior, unidas por uma das extremidades. A placa horizontal inferior apresenta uma depressão longitudinal na extremidade livre, com dimensões de 16x3x1,5mm e uma depressão transversal, a uma distância de 8mm da parte mais externa do dispositivo, que permite posicionar o arame de travamento, fixando a barra metálica. A área que se estende do arame de travamento até a parte mais externa do dispositivo apresenta dimensões de 8x3mm [25]. Além disso, esta depressão longitudinal possui profundidade de 1,5mm, permitindo 1,0mm de espaço para aplicação da cerâmica e 0,5mm relativo à espessura da barra (Figura 2).

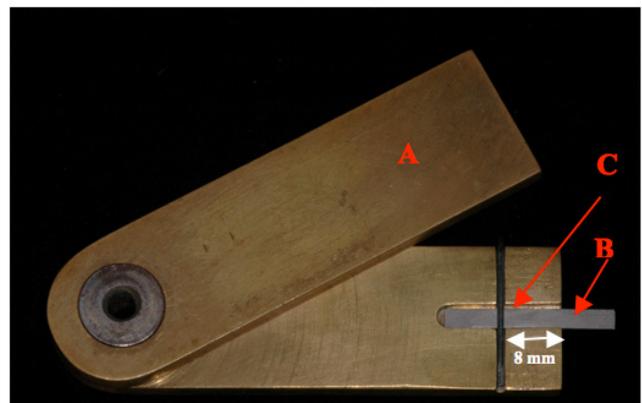


Figura 2 - A) Dispositivo metálico utilizado para aplicação da cerâmica, dimensões de acordo com ISO 9396, B) barra metálica posicionada no dispositivo, C) arame de travamento fixando a barra metálica, antes da aplicação da camada de opaco

Com auxílio de um pincel, uma fina camada de opaco (Wash Opaque VM 13, Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemanha, n° lote 15790) foi aplicada na superfície delimitada pelo dispositivo. Em seguida, uma camada de cerâmica opaca (Opaque Vita VM 13, Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemanha, n° lote 28940) e duas camadas de cerâmica de dentina (2M2, Vita VM 13, Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemanha, n° lote 10770) foram aplicadas, sendo que ciclos de queima foram conduzidos em forno elétrico (Vacumat 40, Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemanha), de acordo com as instruções do fabricante (Tabela 2). A segunda camada de cerâmica de dentina foi aplicada visando corrigir defeitos e compensar a contração de queima da cerâmica. A amostra final apresentou dimensões de cerâmica de 8x3x1mm.

TABELA 2 - PROCEDIMENTOS DE QUEIMA DA CERÂMICA TESTADA

Cerâmica	Pré-secagem	min	min	°C/ min	Temp. final	Min	Vácuo min
Vita VM13	°C				°C		
Wash Opaque	500	2,0	5,12	75	890	2,0	5,12
Opaco	500	4,0	5,12	75	890	2,0	5,12
1° camada de dentina	500	6,0	6,55	55	880	1,0	6,55
2° camada de dentina	500	6,0	6,44	55	870	1,0	6,44

Teste de flexão de três pontos

Os corpos de prova foram submetidos ao ensaio mecânico de flexão de três pontos, em máquina de ensaio universal EMIC modelo DL-1000 (EMIC – Curitiba – Brasil), com célula de carga de 10Kg e velocidade de 1,5mm/min. Os corpos de prova foram apoiados em dispositivo de sustentação com apoios de 3mm de diâmetro e distância entre os apoios de 20mm. A face revestida de cerâmica foi posicionada para baixo e o carregamento foi realizado na porção central do corpo de prova, por meio de haste conforme ilustrado na figura 3.

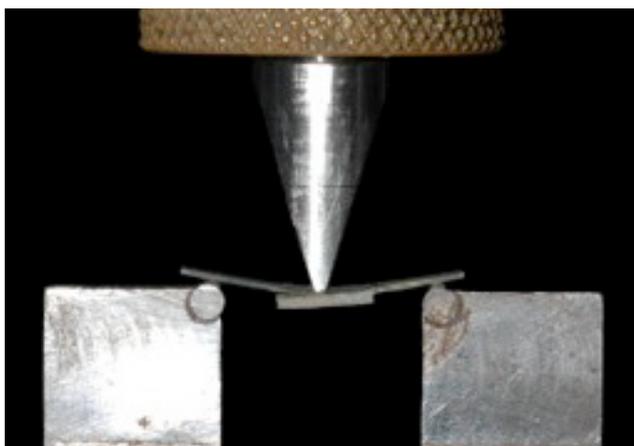


Figura 3 - Aplicação da carga sobre o metal até a ruptura da cerâmica da superfície do metal.

Os dados obtidos em Kgf foram transformados para unidade Newton (N). O cálculo da

resistência flexural foi realizado por meio da equação abaixo, onde “P” foi a força máxima para a ruptura (N), “l” a distância entre os dois suportes (mm), “b” a largura e “d” a espessura (mm) do espécime:

$$\text{Resistência flexural (MPa)} = 3Pl/2bd^2$$

Análise do modo de fratura

Após o ensaio mecânico de flexão, as superfícies de todos os corpos de prova foram analisadas em lupa estereomicroscópica (Stemi 2000-C; Carl Zeiss, Gottingen, Alemanha) com aumento de 30x e fotografadas por meio de uma câmera digital (Cybershot, model DSC S85, Sony, Tóquio, Japão) acoplada a lupa estereomicroscópica, visando classificar o modo de falha.

Os modos de falhas foram classificados como: a) adesiva- ao longo da interface entre o metal e a cerâmica; b) coesiva- dentro do metal; c) coesiva- dentro da cerâmica; d) mista- mistura de falha adesiva entre a cerâmica e o metal em conjunto.

Análise estatística

Os dados obtidos no ensaio de flexão de três pontos foram submetidos à análise estatística utilizando-se os programas Minitab (Minitab, version 14.12,2004) e Statistix (Analytical Software Inc., Versão 8.0, 2003).

As médias de cada grupo foram analisadas por meio de análise de variância a 2 fatores, sendo que a resistência flexural obtida foi considerada a variável dependente e as diferentes ligas metálicas e os diferentes tratamentos de superfície do metal foram consideradas variáveis independentes. O p-valor menor que 0,05 foi considerado estatisticamente significativo.

RESULTADOS

Os resultados da análise de variância a 2 fatores (ANOVA) para as condições experimentais estão apresentadas na Tabela 3. Os valores médios de resistência flexural foram significativamente afetados pelo fator tratamento de superfície do metal ($p=0,002$), enquanto que, para o tipo de liga e o efeito interação entre liga e tratamento de superfície não foram observadas diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$).

TABELA 3 - RESULTADO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA DE 2 FATORES PARA AS CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS

Efeito	gl	SQ	QM	F	P
Liga	1	2,66	2,659	0,06	0,8148
Tratamento de superfície	2	989,72	494,859	10,32	0,002*
Liga/Tratamento de Superfície	2	40,14	20,072	0,42	0,6601
Erro	54	2589,82	47,960		
Total	59	3622,34			

(* $p < 0,05$)

Os resultados do teste de comparação múltipla de Tukey (Tabela 4) demonstraram que, quando analisada a variável tratamento de superfície, o tratamento com jateamento de Al_2O_3 a 10mm e a 20mm de distância produziram valores de resistência flexural similares entre si ($49,63 \pm 7,23$ MPa; $50,13 \pm 5,88$ MPa, respectivamente) e significativamente maiores quando comparados ao tratamento de superfície realizado com ponta de tungstênio ($41,27 \pm 7,18$ MPa).

TABELA 4 - OS VALORES MÉDIOS DE RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa) E OS DESVIOS-PADRÃO (\pm DP) PARA TODAS AS CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS DE ACORDO COM A LIGA E O TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE

Grupos Experimentais	Liga		Média \pm DP
	Au	Co-Cr	
Tratamento de superfície			
Tungstênio	$42,36 \pm 6,45^a$	$40,18 \pm 8,05^a$	$41,27 \pm 7,18$
Jat. Al_2O_3 a 10mm	$48,75 \pm 3,80^b$	$50,51 \pm 9,71^b$	$49,63 \pm 7,23$
Jat. Al_2O_3 a 20mm	$50,55 \pm 5,49^b$	$49,71 \pm 6,53^b$	$50,13 \pm 5,88$
Média \pm DP	$47,22 \pm 6,28$	$46,80 \pm 9,23$	

Nas análises em estereomicroscópio, com aumento de 30x, os grupos 1.1 e 2.1, que foram tratados somente com ponta de tungstênio apresentaram falhas adesivas ao longo da interface entre metal e cerâmica, sem a presença de cerâmica na superfície do metal. Na superfície da cerâmica foi observado uma escura camada de óxido em todos os espécimes. Enquanto que nos demais grupos, que receberam jateamento de Al_2O_3 , foi verificada em todos os espécimes a presença de cerâmica e, por vezes, cerâmica de corpo na superfície do metal, sugerindo falhas mistas.

As imagens representativas da superfície do metal e da cerâmica após o teste de flexão de três pontos de todos os grupos estão ilustradas na Figura 4 a-c.

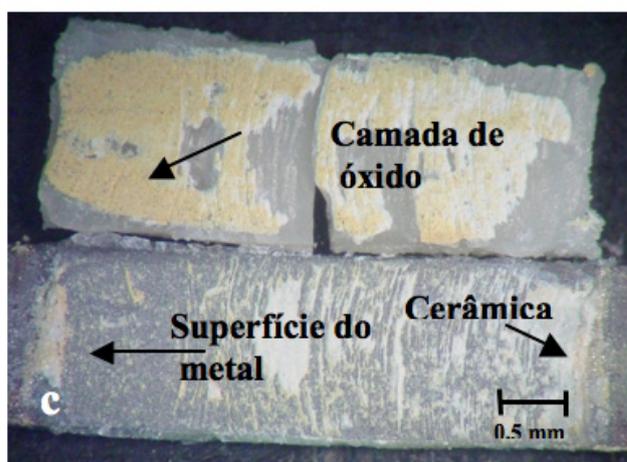
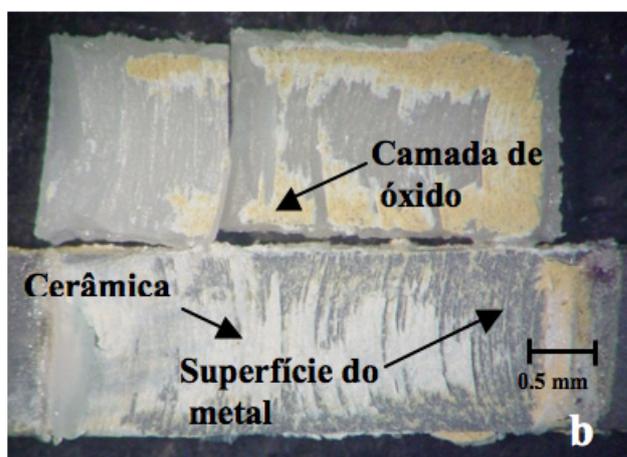
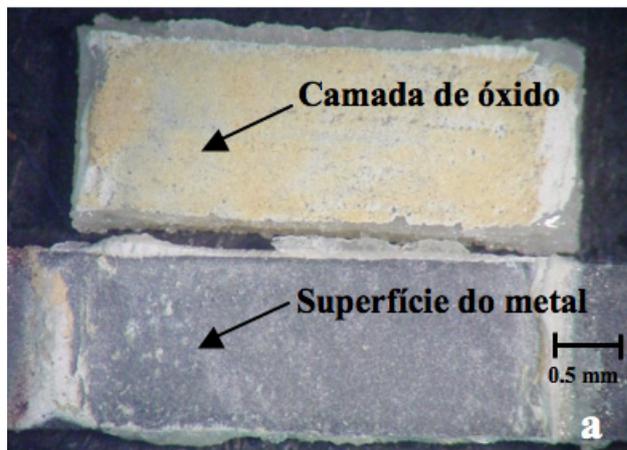


Figura 4 - a-c Imagens obtidas por meio da lupa estereomicroscópica dos espécimes Vita VM 13/Au (30x), após o teste de flexão a) ausência de fragmentos de cerâmica e camada de óxido na superfície de Au no Gr1.1, b) fragmentos da camada de óxido na superfície de Au no Gr1.2 e c) fragmentos da camada de óxido na superfície de Au no Gr1.3

DISCUSSÃO

Este estudo avaliou a resistência de união de uma cerâmica feldspática a uma liga odontológica de ouro e a uma liga de cobalto-cromo, submetidas a três condições de tratamento da superfície metálica. Verificou-se que não houve diferença significativa entre as ligas estudadas, resultado que está de acordo com estudos recentes [13,21]. Jóias et al. [21] compararam a resistência de união ao cisalhamento de uma cerâmica feldspática (Vita Omega 900) a 5 ligas de Co-Cr e a uma liga de ouro e verificaram que os valores de resistência de união entre metal/cerâmica encontrados para 3 das 5 ligas de Co-Cr testadas foram similares aos valores de resistência de união ao cisalhamento encontrado para a cerâmica e a liga de ouro. Wood et al. [13] compararam a resistência de união de duas cerâmicas e duas ligas metálicas (básica e áurica), por meio do ensaio de flexão, e observaram também que o tipo de liga metálica não produziu efeito significativo.

Vários testes *in vitro* têm sido propostos para mensurar a resistência de união entre o metal e a cerâmica incluindo os testes de tração [22], cisalhamento [1,9,19], flexão de três pontos [3,16-18] e flexão de quatro pontos [15], uma vez que na literatura não há um consenso em relação ao teste mais indicado para a avaliação da resistência de união entre esses dois materiais. Contudo, Della Bona e Van Noort [23] analisando o ensaio de cisalhamento, observaram que este tipo de teste gera, em todas as amostras, fraturas coesivas em forma de arco. Este tipo de fratura ocorre devido à distribuição de tensão não uniforme na interface dos materiais. Por outro lado, o teste de resistência à flexão é o teste que mais simula as condições clínicas já que, no momento do ensaio, as amostras sofrem forças de compressão, tração e cisalhamento simultaneamente [24]. Assim, o teste de resistência à flexão de três pontos foi o ensaio selecionado para este estudo, sendo que independente do grupo avaliado, os valores médios de resistência flexural foram superiores ao mínimo de 25 MPa estabelecido pela ISO 9693 [25].

No presente estudo foram utilizados três tipos de tratamento da superfície metálica para ambas as ligas metálicas antes da aplicação da cerâmica de cobertura. Estes tratamentos foram usinagem da superfície do metal com pedra de alumínio e ponta de tungstênio (controle), usinagem e jateamento de Al_2O_3 da superfície do metal a 10mm de distância e usinagem e jateamento de Al_2O_3 da superfície do metal a 20mm de distância (experimentais). Observou-se que o jateamento de Al_2O_3 a 10mm e 20mm de distância produziu valores similares entre si e significativamente

maiores quando comparado ao tratamento com a ponta de tungstênio. Segundo Anusavice [26] e Craig [27], a superfície metálica jateada possui maior energia de superfície, aumentando a molhabilidade do metal durante a aplicação da cerâmica, além de produzir embricamento mecânico e aumento da área de superfície. Fischer et al. [18] avaliaram o efeito do jateamento de Al_2O_3 na resistência flexural entre uma cerâmica feldspática e ligas nobres e verificaram que o jateamento aumentou significativamente a resistência de união metal/cerâmica. Entretanto, os autores compararam espécimes com a superfície metálica polida metalograficamente com pasta de diamante de 1 μ m a espécimes com a superfície metálica jateada. Hofstede et al. [16] estudaram a influência do acabamento da superfície do metal na união entre liga nobre e uma cerâmica, variando o uso de jateamento de Al_2O_3 e a direção de usinagem do metal com pedra de óxido de alumínio (unidirecional e bidirecional). Já Lombardo et al. [19] compararam o efeito do tratamento de superfície do metal, ponta de tungstênio e uso de jateamento de Al_2O_3 na resistência de união entre uma liga básica e duas cerâmicas. Ambos os grupos de autores concluíram que o jateamento de Al_2O_3 melhoraram os valores de resistência de união entre metal e cerâmica, estando de acordo com os resultados do presente estudo.

A situação de maior resistência entre metal e cerâmica é demonstrada quando a fratura ocorre no interior da cerâmica e não na interface [11,28]. No presente estudo, após a avaliação em lupa estereomicroscópica nos grupos jateados (G1.2, G1.3, G2.2 e G2.3), verificou-se sobre a superfície do metal a presença da camada de opaco e de cerâmica de corpo e sobre a superfície da cerâmica notaram-se interrupções da camada de óxido (Figuras 4 b-c e 5 b-c). Por outro lado, nos grupos não jateados foi observada camada de óxido ao longo de toda superfície da cerâmica e verificou-se ausência da camada de opaco e de cerâmica sobre a superfície do metal (Figura 4a). Estes resultados estão de acordo com estudo de Hofstede et al. [16], no qual a situação de maior resistência entre metal/cerâmica ocorreu nos espécimes que receberam jateamento de Al_2O_3 , sendo observadas falhas mistas, enquanto que os espécimes não jateados apresentaram fraturas exclusivamente adesivas na interface metal/cerâmica.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- O tipo de liga não interferiu nos valores de resistência de união;
 - O jateamento de Al_2O_3 melhorou significativamente a resistência de união entre os metais e a cerâmica es-

tudados, sendo que as distâncias de jateamento de Al_2O_3 utilizadas produziram valores similares de resistência de união.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effect of airborne particle abrasion on the flexural strength of a ceramic fused to commercial cobalt-chromium alloy (Co-Cr) and gold alloy. Sixty metallic frameworks were made (25x3x0.5mm) according ISO 9693 and were divided according to the alloy (gold alloy and Co-Cr alloy), and the surface treatment (tungsten drill (W), air-particle abrasion with Al_2O_3 (APA) from a distance of 10mm and air-particle abrasion with Al_2O_3 from a distance of 20mm), making a total of six groups: G1.1 – Au + W; G1.2 - Au + W + APA; G1.3 - Au + W + APA 20mm; G2.1 – Co-Cr + W; G2.2 - Co-Cr + W + APA 10mm; G2.3 - Co-Cr + W + APA 20mm. At the central area of the frameworks (8x3mm), the opaque ceramic (Opaque, Vita Zahnfabrick) was applied and the glass ceramic (Vita VM13, Vita Zahnfabrick) was fired onto it (thickness: 1 mm). A flexural strength test was performed in a universal testing machine. The data were analyzed using 2 way-ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). The failure types were analyzed using a stereomicroscope (30X). The means and standard deviations of the flexural bond strength were (MPa): G1.1: 42,36±6,45; G1.2: 48,75±3,80; G1.3: 50,55±5,49; G2.1: 40,18±8,05; G2.2: 50,51±9,71; G2.3: 49,71±6,53. There was a significant difference for surface treatment factor ($p=0,002$). The mean flexural strength values for APA 10mm and APA 20mm groups were similar and significantly higher than tungsten drill groups. The failure type was most adhesively in the metal/ceramic interface for the groups G1.1 and G2.1, and exclusively mixed in the metal/ceramic interface, presenting opaque and dentin ceramic in the metal surface, for the others groups. It was concluded that the type of alloy did not affect the bond strength values and the air-particle abrasion with Al_2O_3 improved the flexural bond strength between ceramics and alloys used.

UNITERMS

Dental materials; airborne particle abrasion; chromium alloy; gold alloy; ceramic.

REFERÊNCIAS

1. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater.* 2008 Oct;24(10):1400-4.
2. Atsü S, Berksun S. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using firing atmospheres. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5):567-74.
3. Wu Y, Moser JB, Jameson LM, Malone WF. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1991;66(4):439-44.
4. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1983;49(3):363-70
5. Anusavice KJ. *Phillips Science of Dental Materials.* 11 th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2005. 619 - 672p.
6. Ucar Y, Aksahin Z, Kurtoglu C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. *J Prosthet Dent.* 2009 Sep;102(3):165-71.
7. Daftary F, Donovan T. Effect of electrodeposition of gold on porcelain-to-metal bond strength. *J Prosthet Dent.* 1987;57(1):41-6.
8. Gavelis JR, Lim SB, Guckes AD, Morency JD, Sozio RB. A comparison of the bond strength of two ceramometal systems. *J Prosthet Dent.* 1982;48(4):424-8.
9. Bondioli IR, Bottino MA. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6):541-7.
10. Guinn JW, Griswold WH, Vermilyea SG. The effect of cooling rate on the apparent bond strength of porcelain-metal couples. *J Prosthet Dent.* 1982;48(5):551-4.
11. Wight TA, Bauman JC, Pelleu Jr G B. An evaluation of four variables affecting the bond strength of porcelain to nonprecious alloy. *J Prosthet Dent.* 1977;37(5):570-7.
12. Stannard JG, Marks L, Kanchanatawewant K. Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combinations. *J Prosthet Dent.* 1990;63(6):627-9.
13. Wood MC, Thompson GA, Agar JR. A comparison of debonding strengths of four metal-ceramic systems with and without opaque porcelain. *J Prosthet Dent.* 2007;97(3):141-9.
14. Hammad IA, Goodkind RJ, Gerberich WW. A shear test for the bond strength of ceramometals. *J Prosthet Dent.* 1987;58(4):431-7.
15. Caputo AA. Effect of surface preparation on bond strength of nonprecious e semi-precious alloys. *J Calif Dent Assoc.* 1979;6(11):42-6.
16. Hofstede TM, Ercoli C, Graser GN, Tallents RH, Moss ME, Zero DT. Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal-ceramic interface. *J Prosthet Dent.* 2000 Sep;84(3):309-17.
17. Acar A, Inan O, Halkaci S. Effects of airborne-particle abrasion, sodium hydroxide anodization, and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007 Jul;82(1):267-74.
18. Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *J Dent.* 2009 Jul;37(7):549-53.
19. Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida SM, Kojima AN, Mesquita AM, Buso L. Influence of Surface Treatment on the Shear Bond Strength of Ceramics Fused to Cobalt-Chromium. *J Prosthodont.* 2010 Feb;19(2):103-11.

20. Pask JA, Fulrath RM. Fundamentals of glass to metal bonding: VIII, nature of wetting and adherence. *J Am Ceram Soc* 1962;45:592-6.
21. Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA, Ferreira Anzalon Saavedra Gde S, Paes-Junior TJ, Kimpara ET. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent*. 2008 Jan;99(1):54-9.
22. Bullard JT, Dill RE, Marker VA, Payne EV. Effects of sputtered metal oxide films on the ceramic-to-metal bond. *J Prosthet Dent*. 1985;54(6):776-8.
23. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 1995;74(9):1591-6.
24. Anusavice KJ. *Phillips Materiais dentários*. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p.763.
25. International Organization of Standardization. *Metal-ceramic dental restorative systems: Standard n° 9693*. Geneva, 1999, p. 1-14.
26. Anusavice KJ. *Phillips's science of dental materials*. 11th ed. Philadelphia: Saunders; 2003. p. 562-3.
27. Craig RG. Ceramic-metal system. In: Craig RG, editor. *Restorative Dental Materials*, 10th ed. St. Louis: Mosby-Year Book; 1997. p485.
28. Deger S, Caniklioglu MU. Effects of tin plating on base metal alloy-ceramic bond strength. *Int J Prosthodont*. 1998;11(2):165-72.

Recebido: 07/05/2011

Aceito: 09/11/2011

Correspondência:

Carolina S.M.Martinelli

End: R: Diogo Pinto da Cunha, 276, Urbanova

São José dos Campos – São Paulo –Brasil

CEP: 12244 –090

e-mail: csmmartinelli@gmail.com