

Resistência de União de uma Liga Metálica de NiCr com Diferentes Tipos de Tratamento de Superfície Cimentados com Cimento Resinoso

José Cláudio Martins SEGALLA^a, João Gustavo Rabelo RIBEIRO^b,

Norberto Catanzaro GUIMARÃES^a, Fabiano PEREZ^c,

Luciano Pedrin Carvalho FERREIRA^d

^a*Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia, UNESP
14801-903 Araraquara - SP*

^b*Pós-graduando em Reabilitação Oral, Nível Mestrado, Faculdade de Odontologia, UNESP
14801-903 Araraquara - SP*

^c*Pós-graduando em Reabilitação Oral, Nível Doutorado, Faculdade de Odontologia, UNESP
14801-903 Araraquara - SP*

^d*Estagiário, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese,
Faculdade de Odontologia, UNESP, 14801-903 Araraquara - SP*

Segalla JCM, Ribeiro JGR, Guimarães NC, Perez F, Ferreira LPC. Bond strength of a NiCr dental alloy with different types of surface treatment, luted with resin cement. Rev Odontol UNESP. 2004; 33 (2): 81-5

Resumo: O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência de união de peças metálicas de NiCr tratadas superficialmente (T1 = polido; T2 = polido e silanizado; T3 = polido e jateado com partículas de óxido de alumínio de 10-20 µm; e T4 = polido e jateado com partículas de óxido de alumínio de 50 µm) e cimentadas com um cimento resinoso à dentina bovina. Foram utilizados dez corpos-de-prova por grupo. Para a realização do ensaio mecânico de tração, foi utilizada uma máquina de ensaios MTS 810, com célula de carga de 100 Kgf e velocidade de tração de 1,0 mm por minuto. A partir dos dados obtidos, foram realizadas análise de variância e teste de Tukey, por meio dos quais foi possível concluir que: o jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 µm não resultou em maior força de união; o jateamento com ambas as partículas de óxido de alumínio (10 µm-20 µm e 50 µm) resultou em maior força de união quando comparados o grupo que recebeu polimento e o grupo que recebeu polimento e silanização; a silanização da superfície metálica polida resultou em diminuição significativa da resistência de união.

Palavras-chave: *Cimentos de resina; adesivos dentinários; ligas dentárias.*

Abstract: The purpose of this study was to evaluate the bond strength of treated NiCr metal specimens (T1 = glossy; T2 = glossy and silanized; T3 = glossy and blasted with 10-20 µm grain-sized aluminum oxide; T4 = glossy and blasted with 50 µm grain-sized aluminum oxide), cemented in bovine dentin with resin cement. 10 specimens were used per group. The bond strengths of the specimens were measured in a testing machine MTS 810 with a 100kgf load cell, at a crosshead speed of 1,0 mm/min. The obtained results were statistically analyzed by ANOVA and Tukey's test, permitting to conclude that: blast with 50 µm grain-sized aluminum oxide did not result in greater bond strength; blast with 10-20 µm and 50 µm grain-sized aluminum oxide resulted in greater bond strength than the glossy group and glossy and silanized group; silanization of metal specimens resulted in significant lower bond strength.

Keywords: *Resin cements; dentin-bonding agents; dental alloys.*

Introdução

As restaurações metalocerâmicas vêm sendo amplamente utilizadas na prática odontológica diária por causa de algumas vantagens como estética satisfatória, alta resistência mecânica e boa adaptação marginal. Esse material restaurador é indicado para a grande maioria dos casos, desde próteses unitárias a grandes reabilitações e até mesmo próteses fixas adesivas. Quando se trata de próteses adesivas, há necessidade de criação de microrretenções no interior dos retentores, tendo em vista que a retenção friccional promovida pelo contato dos retentores no preparo dentário não é suficiente para reter a prótese nos dentes pilares. Existem várias técnicas que visam promover o aumento das irregularidades superficiais com o objetivo de melhorar a união metal-cimento, como, por exemplo, ataque químico, ataque eletrolítico e jateamento com óxido de alumínio. A primeira técnica descrita na literatura foi proposta por Rochette¹⁷ em 1973 e relatou um procedimento de espintagem periodontal de dentes inferiores anteriores utilizando uma estrutura metálica perfurada e silanizada confeccionada em ouro, cimentada com resina acrílica sobre o esmalte dental condicionado. Esse trabalho abriu precedentes para a realização de próteses fixas adesivas e para melhorias na superfície metálica a fim de aumentar a capacidade de retenção dessas próteses.

O jateamento com óxido de alumínio é o método mais simples e barato para criação de microrretenções e, por esses motivos, também o mais utilizado¹². Na literatura, há indícios de que o tamanho da partícula de óxido de alumínio interfere na adaptação das próteses e de que, quanto maior for a partícula de óxido de alumínio, maior será a distorção das margens e, conseqüentemente, maior o desajuste dessas peças¹⁴.

Outra maneira de aumentar a resistência de união cimento-metal é a utilização de cimentos resinosos que têm em suas composições monômeros à base de 4-META e 10-MDP, com capacidade de união química verdadeira, definida por Retief¹⁵ como atração molecular em uma interface, à liga metálica da prótese fixa^{2,5,6,8,13,23-25,27,28}. Porém, tais cimentos têm como desvantagem um alto custo, o que torna sua utilização onerosa na prática clínica diária. Assim, para cimentação de próteses fixas adesivas, seria interessante utilizar cimentos resinosos convencionais devido ao seu menor custo e realizar o jateamento com partículas de óxido de alumínio menores, com o intuito de aumentar a retenção sem comprometer a adaptação dessas próteses. Por esses motivos, o objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência de união de uma peça de NiCr com três tratamentos superficiais e cimentada sobre dentina bovina com um cimento resinoso convencional.

Material e método

Foram confeccionadas 40 peças metálicas com 4,0 mm

de diâmetro e 13,0 mm de altura em resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental Mfg Co – EUA) com auxílio de uma matriz metálica, em seguida incluídas e fundidas separadamente em liga de NiCr Vera-Soft (AalbaDent – EUA). Todas as peças foram polidas empregando-se lixas d'água seqüenciais Aquaflex (Norton – Brasil) de granulação 240 a 600, montadas em uma polidora mecânica Metaserv (Buehler – Inglaterra). Dentre elas, 20 peças metálicas foram jateadas: 10 peças com óxido de alumínio de 10 µm–20 µm e 10 com óxido de alumínio de 50 µm. O jateamento foi realizado a uma distância de 5,0 mm, pelo tempo de 10 segundos, a uma pressão de 80 psi, utilizando Micro Jato Plus (Bio-Art – São Carlos) acoplado a um equipo Flex Air S (Dabi-Atlante – Ribeirão Preto).

Foram utilizados 40 dentes bovinos recém-extraídos, devidamente limpos e embutidos pela raiz no sentido do seu longo eixo em tubos de PVC de ½ polegada de diâmetro e 1,5 cm de altura com resina acrílica autopolimerizável. Os dentes foram seccionados transversalmente no sentido médio-distal no terço oclusal, a fim de expor toda a dentina, com disco diamantado montado em torno de alta rotação e, em seguida, polidos empregando-se lixa d'água Aquaflex (Norton – Brasil) de granulação 600 montada em uma polidora mecânica Metaserv (Buehler – Inglaterra), refrigerada à água, para evitar um superaquecimento das amostras. Esses dentes foram mantidos em água destilada em estufa a 37° C por 24 horas. Após este período, a superfície desgastada de cada dente foi condicionada com ácido fosfórico em gel a 37% por 15 segundos, lavada com jato ar/água por 30 segundos e seca, porém sem ressecar. Foi então aplicado o sistema adesivo Single Bond (3M do Brasil) segundo recomendações do fabricante, polimerizado por 20 segundos. O cimento resinoso Enforce (Dentsply – Brasil), que, segundo Varjão et al.²⁶, tem espessura de película compatível com a especificação n°. 8 da ADA, foi manipulado e aplicado na superfície da peça, que foi pressionada ao dente com o auxílio de dispositivo de 1 kg e fotopolimerizada por 3 segundos para que fosse possível retirar os excessos de cimento, e, em seguida, fotopolimerizado por mais 40 segundos pela vestibular e 40 segundos por lingual. Antes da cimentação das peças que utilizaram silano Ceramic Primer (3M do Brasil), foi aplicada uma camada desse material na superfície das peças, que descansaram por 5 minutos. Após a cimentação, os corpos-de-prova foram mantidos em estufa a 37° C, em água destilada por 24 horas. Todo o processo foi realizado por um único operador.

Para o ensaio mecânico foi utilizada uma máquina de ensaios MTS 810 (Material Test System – EUA), gerenciado pelo programa Test Star II (IBM – EUA), com célula de carga de 100 Kgf e velocidade de tração de 1,0 mm por minuto, permitindo leitura de até 5 gramas de precisão. Os

dados foram computados pela máquina e impressos.

Após o ensaio mecânico, as superfícies metálicas foram observadas em microscópio óptico com aumento de 40 vezes a fim de verificar o tipo de falha ocorrido. As falhas foram classificadas da seguinte forma: (a) falha adesiva na interface resina-metal; (b) falha coesiva do cimento; (c) falha mista. A área de adesão foi dividida em quadrantes, classificados em a, b ou c de acordo com a falha predominante no quadrante analisado. Após a classificação individual de cada quadrante, o corpo-de-prova foi classificado em a, b ou c, também de acordo com o tipo de falha predominante naquele corpo.

Após a aquisição dos dados, foi realizada análise estatística utilizando análise de variância e teste Tukey.

Resultado

Na Tabela 1 estão os valores originais mensurados da variável de análise carga máxima de ruptura.

Aplicando o teste de normalidade de "KOLMOGOROV SMIRNOV", modificado por LILLIEFORS, aos dados da Tabela 1 obtém-se o supremo D calc. = 0,13 menor que o valor tabelado ao nível $\alpha = 0,05$, isto é, $P_0(D = 0,14)$ ao m.m.s $> 0,05$. Sendo assim, os dados amostrados validam a aceitação de H_0 , isto é, a distribuição é normal. A variabilidade dentro de cada condição experimental foi verificada e mostrou-se não significativa para os quatro grupos em estudo, e seus valores podem ser observados na Tabela 2.

Esse fato atesta o cuidado com que foi conduzida a parte experimental impedindo que fatores estranhos pudessem alterar significativamente os valores mensurados. Além disso, a suposição básica de homocedasticidade, isto é: igualdade das variâncias das condições experimentais, foi verificada, para os quadrados médios dessas condições que se encontram na Tabela 2, pela aplicação do teste de "Bartlett" que resultou numa estatística de χ^2 igual a 5,48, menor que o valor crítico tabelado com 3 gl, que corresponde a 7,82, o que implica na não rejeição dessa hipótese ($5,48 < 7,82$; $p = 0,13$).

Assim, pode-se concluir que os dados obtidos experimentalmente apresentam estrutura que valida a aplicação do modelo estatístico de análise de variância a critério paramétrico e fixo.

Aplicando o modelo estatístico de análise de variância aos dados da Tabela 1, foi possível construir a Tabela 3 resumida.

Calculando as médias e os respectivos desvios padrão de cada grupo experimental, construiu-se a Tabela 4.

A observação da Tabela 3 revela que o fator tratamento de superfície apresentou valor significativo, concluindo-se, portanto, que as médias desse fator não são todas iguais entre si.

Para verificar quais médias diferem das demais realizou-se o teste de TUKEY, construindo-se então a Tabela 5.

A observação da Tabela 5 revela que a média T1 difere

Tabela 1. Carga máxima de ruptura (valores expressos em Kgf) Tratamento de Superfície

	Tratamento de Superfície			
	T1	T2	T3	T4
Repetições	6,03	2,16	6,60	15,70
	9,97	3,18	10,38	11,95
	4,75	3,28	7,33	7,25
	6,84	2,22	12,40	13,68
	6,64	1,88	11,62	6,48
	4,41	2,19	11,55	10,39
	6,88	3,39	12,49	9,75
	6,40	4,99	5,02	11,27
	9,81	5,74	10,35	9,19
	4,47	3,23	9,75	10,63

T1 = grupo polido

T2 = grupo polido com silano aplicado

T3 = grupo jateado com partículas de 10 μm a 20 μm

T4 = grupo jateado com partículas de 50 μm

Tabela 2. Variabilidade dentro de M/Ti

Condição	gl	S.Q	Q.M	RQM	P
M1T1	9	34,92	3,88	0,78*	0,63
M2T2	9	14,50	1,61	0,33*	0,96
M3T3	9	60,18	6,69	1,35*	0,25
M4T4	9	68,71	7,63	1,54*	0,17

*não significante

Tabela 3. Análise de Variância

Fonte	Gl	S.Q	Q.M	RQM	P
Trat. Sup	3	338,77	112,92	22,80*	$1,90 \times 10^{-8}$
Resíduo	36	178,29	4,95		
Total	39	517,07			

* valor significante

Tabela 4. Médias do tratamento (valores expressos em Kgf)

T1	T2	T3	T4
6,62	3,23	9,75	10,63
(1,97)	(1,27)	(2,59)	(2,76)

(x) = Dp

Tabela 5. Algoritmo de cálculo das diferenças entre as médias (módulo)

	T1	T2	T3	
	6,62	3,23	9,75	
T2	3,23	3,39*		
T3	9,75	3,13*	6,52*	
T4	10,63	4,01*	7,40*	0,88

* valor significante

Tukey: d.m.s = 2,67

das demais; que T2 difere de T3 e T4; e que T3 não difere estatisticamente de T4.

Na Tabela 6 estão representados os resultados obtidos na visualização do tipo de fratura ocorrida. Esses dados não foram submetidos à análise estatística, pois visualmente observa-se 100% de falha adesiva para os grupos que não receberam jateamento e 100% de falha mista para os grupos que receberam o jateamento.

Discussão

A retenção conseguida pelas próteses adesivas envolve duas interfaces: a interface dente-resina e a interface resina-metal. Segundo Samama¹⁸, a qualidade da retenção depende da técnica de união das interfaces e das características mecânicas do cimento resinoso. Na interface dente-resina, esse mecanismo é conseguido principalmente pelo condicionamento ácido do esmalte e pela hibridização da dentina, que produzem uma eficiente retenção micromecânica^{4,10}. Devido à dificuldade de se conseguir dentes humanos para pesquisa, alguns autores^{3,10,11,16,19,22} se preocuparam em estudar substratos alternativos e encontraram os dentes bovinos como uma alternativa viável. A dentina bovina pode substituir a humana em ensaios mecânicos pois proporciona uma resistência de união aos sistemas adesivos semelhante à da dentina humana¹⁹.

Os mecanismos retentivos encontrados na interface resina-metal são classificados em retenção mecânica e/ou química, e o método mais utilizado para obtenção de tais retenções é o jateamento com óxido de alumínio^{6,12-14,20,21,25,27}. A maioria dos autores^{6,12-14,20,21,25,27} utiliza o jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 µm na superfície interna de próteses fixas convencionais e adesivas e nas pesquisas realizadas. Porém, muitas vezes não é levada em consideração a distorção na peça metálica

provocada por tal procedimento. Peutzfeldt, Asmussen¹⁴ investigaram a distorção de uma liga nobre e de uma de CoCr causada pelo jateamento. Os autores variaram a espessura das ligas, o tamanho da partícula do óxido de alumínio, o tempo e a pressão de jateamento. As mensurações foram feitas antes e depois do jateamento com o auxílio de microscópio óptico e de uma escala graduada. De acordo com a deflexão, foi medida a distorção dos corpos-de-prova. Após a análise dos resultados, os autores observaram que a distorção pode ser diminuída se forem utilizados tempo, tamanho de partícula e pressão de jateamento menores. Por esse motivo, se não houve diferença significativa na resistência de união resina-metal quando as ligas foram tratadas com diferentes tamanhos de partícula de óxido de alumínio, pode-se raciocinar que a menor partícula deveria ser utilizada, pois, segundo os autores acima citados, provocaria menor distorção nas peças protéticas. Como em nossos resultados não houve diferença significativa entre o grupo que foi jateado com partículas de óxido de alumínio de 50 µm e o de 10 µm -20 µm, não há razão para se utilizar partículas de 50 µm já que causariam uma distorção na peça metálica significativamente maior que partículas de 10 µm-20 µm¹⁴.

Vários trabalhos^{7,9,13,17,20,21,25,27} têm mostrado que a resistência de união resina-metal é aumentada quando se realiza algum tipo de asperização da superfície metálica. Essa afirmação foi comprovada por nossos resultados, os quais mostraram valores maiores de resistência de união para corpos que receberam o jateamento com óxido de alumínio. Além disso, em 100% das amostras jateadas, independentemente do tamanho da partícula utilizada, houve falha do tipo mista, mostrando uma maior interação resina-metal, e em 100% das amostras que não sofreram jateamento, o tipo de falha foi adesiva na interface resina-metal.

Sabe-se que a força de união entre a restauração e o dente suporte depende de fatores como: características do preparo, tratamento superficial do dente e da restauração, tipo de liga metálica e agente cimentante utilizados^{1,9,20}. Em nosso estudo, foi observada somente a variável tratamento superficial da liga metálica, portanto esses resultados não representam com exatidão o comportamento clínico de restaurações confeccionadas com a mesma liga e cimentadas com o mesmo cimento resinoso, sendo necessários mais estudos com o objetivo de sanar todas as dúvidas relacionadas à cimentação.

Conclusão

Estes fatos nos permitem concluir que, nesta pesquisa:

- o jateamento com partículas maiores não resultou em maior força de união;
- o jateamento com ambas as partículas resultou em maior força de união, tanto quando comparado no

Tabela 6. Tipos de falhas ocorridas na interface de união resina-metal

	Tratamento de Superfície			
	T1	T2	T3	T4
Tipos de Falhas	a	a	c	c
	a	a	c	c
	a	a	c	c
	a	a	c	c
	a	a	c	c
	a	a	c	c
	a	a	c	c
	a	a	c	c
	a	a	c	c
	a	a	c	c

a = falha adesiva

c = falha mista

grupo que recebeu somente polimento, quanto naquele que foi silanizado;

- a silanização da superfície metálica polida resultou em diminuição significativa da força de união.

Referências

1. Adabo GL. Influência de diferentes agentes de fixação na resistência de união, por tração, de ligas metálicas fixadas à dentina [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1989.
2. Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.
3. Arao T, Nakabayashi N. Effect of miniaturized dumbbell shaped specimen to identify bonding of resin to bovine dentin. *J Jpn Dent Mater.* 1997; 16: 175-81.
4. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34: 849-53.
5. Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-meta use in dentistry: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 216-24.
6. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 491-7.
7. Grecca Neto H. Análise da profundidade das microporosidades em liga de sistema NiCr. Efeito de ataque eletrolítico, ataque químico e jateamento [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1997.
8. Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bonding of silver-palladium-copper-gold and tri-*n*-butylborane initiated luting agents. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 291-6.
9. Moreira MLM, Chiodi Netto J, Moreira MCF. Avaliação da resistência de união de alguns cimentos sobre duas ligas metálicas não nobres. *Estomatol Cult.* 1983; 13 (2): 14-9.
10. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hibridização dos tecidos dentais duros.* São Paulo: Quintessence; 2000.
11. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res.* 1983; 62: 1076-81.
12. Pegoraro FL, Bonfante G, Ferreira PM, Valle AL, Pandolfi RF, Mondelli J. Prótese fixa adesiva indireta. *RGO.* 1986; 34: 339-42.
13. Pegoraro LF, Barrack G. A comparison of bond strengths of adhesive cast restorations using different designs, bonding agents, and luting resins. *J Prosthet Dent.* 1987; 57: 133-8.
14. Peutzfeldt A, Asmussen E. Distortion of alloy by sandblasting. *Am J Dent.* 1996; 9: 65-6.
15. Retief DH. Adhesion in dentistry. *J Dent Assoc S Afr.* 1973; 28: 11-24.
16. Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent.* 1990; 3: 253-8.
17. Rochette AL. Attachment of splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 30: 418-23.
18. Samama Y. Fixed bonded prosthodontics: a 10-year follow-up report. Part I: analytical overview. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1995; 15: 424-35.
19. Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent.* 1999; 12: 92-6.
20. Segalla JCM, Bussadori CMC, Faria IR, Fontana RHBTS, Guimarães NC. Resistência de união de alguns cimentos odontológicos usados para cimentação de peças metálicas de NiCr ao dente. *Rev Odontol UNESP.* 1994; 23: 111-8.
21. Segalla JCM, Fontana RHBTS, Dinelli W, Fontana UF, Bussadori CMC. União resina-metal na prótese adesiva. *RGO.* 1993; 41: 12-4.
22. Tagami J, Tao L, Pashley DH, Horner JA. In vitro permeability of bovine incisors. *Arch Oral Biol.* 1989; 34: 773-7.
23. Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Bonding of titanium with acidic primers and a tri-*n*-butylborane initiated luting agent. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 385-8.
24. Tanaka T, Nagata K, Takeyama M, Atsuta M, Nakabayashi N, Masuhara E. 4-meta opaque resin – a new resin strongly adhesive to NiCr alloy. *J Dent Res.* 1981; 60: 1697-707.
25. Tanaka T, Fujiyama E, Shimizu H, Takaki A, Atsuta M. Surface treatment of nonprecious alloys for adhesion-fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1986; 55: 456-62.
26. Varjão FM, Segalla JCM, Beloti AM, Andrade LEH. Study on film thickness of four resin cements. *Rev Odontol UNESP.* 2002; 31: 171-7.
27. Yoshida K, Kamada K, Sawase T, Atsuta M. Effect of three adhesive primers for a noble metal on the shear bond strengths of three resins cements. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 14-9.
28. Zidan O, Fergusson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 565-71.

