

A influência da ciclagem mecânica na união infra-estrutura cerâmica-revestimento cerâmico

ALEXANDRE HENRIQUE DE MOURA DIAS* ; KARINA NOVAES OLIVIERI*, VALÉRIA GIANINI*; LUIS GERALDO VAZ** ; ESTEVÃO TOMOMITSU KIMPARA***; MARCO ANTONIO BOTTINO***

RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar “in vitro” a influência da ciclagem mecânica sobre a interface infra-estrutura cerâmica e revestimento cerâmico. Os corpos de prova foram confeccionados de forma cilíndrica, contendo infra-estrutura com dimensões de 5mm de altura por 4mm de diâmetro, sendo a base com 5mm de diâmetro por 1mm de altura e corpo com 4mm de altura por 4mm de diâmetro. O revestimento cerâmico apresenta dimensões de 3 x 4mm. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova, sendo 5mm correspondente ao grupo controle (sem ciclagem mecânica) e 5 submetidos à ciclagem mecânica, no sentido axial, com carga de 5N, frequência de 20 Hz, durante 50.000 ciclos. Em seguida, ambos os grupos foram submetidos ao teste de cisalhamento na mesma máquina (MTS – 810 Material Test System). O grupo controle e o grupo com ciclagem mecânica apresentaram valores médios de tensão de ruptura (Mpa) de 30,83 e 27,46, respectivamente, e foram submetidos ao teste *t*-student. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

UNITERMOS

Resistência ao cisalhamento, ciclagem mecânica, cerâmica.

DIAS, A.H.M. et al. The influence of mechanical cycling in the joint ceramic coping – ceramic veneer. *PGR - Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos*, v.5, n.1, jan./abr. 2002.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate “in vitro” the influence of mechanical cycling on the interface of the ceramic coping and the ceramic veneer. The samples were manufactured in cylindrical shape. The part corresponding to the ceramic coping has the following dimensions: 5mm in height being the basis 5mm in diameter for 1mm in height and the body 4mm in diameter for 4mm in height. The ceramic veneer has 3 x 4mm. Ten samples were divided in two groups: 5 for the control group (without mechanical cycling) and 5 were submitted to the mechanical

cycling, axially, at a load of 5N, 20Hz, 5x10⁴frequency, during 5 x 10⁴cycles and afterwards they were submitted to shear bond strength, both in the MTS 810 – Material Test System. The control group and the mechanical cycling group showed average values of rupture tension (Mpa) of 30,83 and 26,58, respectively, and were submitted to the student test. The authors concluded that there weren't difference statistically significant.

UNITERMS

Shear bond strength, mechanical cycle, ceramic

INTRODUÇÃO

A odontologia estética sempre buscou um material restaurador que tenha as características do dente natural, tanto do ponto de vista estético-funcional, como em relação à durabilidade e resistência. Entre os materiais utilizados e pesquisados na odontologia, Anusavice¹ (1998) destaca as cerâmicas dentais, com potencial para simular a aparência dos dentes naturais e propriedades isolantes (baixa condutividade e difusividade térmica e baixa condutibilidade elétrica).

De acordo com Anusavice¹(1998), desde várias décadas as porcelanas têm sido empregadas em restaurações metalocerâmicas. Entretanto, Drummond et al.⁷ (1989); Malhotra & Maickell⁹ (1980) ressaltam a susceptibilidade à fratura na união metal/cerâmica e atribuem esta possibilidade a fatores como diferença de contração térmico-linear e camada de óxido do metal, entre outros.

Desde o início do século XX, quando foram introduzidas as porcelanas aluminizadas para co-

* Aluno do programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Área de concentração em Prótese – (Nível Doutorado) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos/UNESP – 12245-000.

** Departamento de Materiais Odontológicos - Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP – 14801-903.

*** Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos/UNESP– 12245-000.

roas de jaqueta, várias melhorias foram empregadas na confecção das estruturas de coroas de cerâmica pura, onde novos materiais cerâmicos livres de metal foram desenvolvidos e hoje fazem parte da clínica diária. Assim, como nas coroas com infra-estrutura metálica, Smith et al.¹⁵ (1992); White et al.¹⁶ (1994) destacam também a presença de falhas nas coroas de cerâmica pura, que parecem estar envolvidas com o estresse na união infra-estrutura-revestimento, podendo influenciar no desempenho clínico.

Baseado nestes aspectos, alguns estudos clínicos^{11,13,14} foram realizados e evidenciaram a presença de fratura nos sistemas totalmente cerâmicos, numa faixa de 0-5%, durante um período de avaliação médio de dois - cinco anos. Entretanto, Ohyama et al.¹² (1999), ressaltam que o pouco tempo de avaliação clínica destes sistemas cerâmicos, implica na necessidade de outros estudos e uma observação contínua para determinar a longevidade em uso.

Aliado a isso, Campbell S.D.³(1989); Yoshinari & Dérand¹⁷ (1994); Chen et al.⁵ (1999), avaliaram os fatores que podem interferir na adesão entre a infra-estrutura cerâmica e o revestimento cerâmico, destacando-se a natureza friável, a influência do processo de manufatura do material ou no laboratório e a diferença do coeficiente de expansão térmico entre a infra-estrutura e revestimento. Além disso, Berksun & Saglam² (1994) admitem que entre os fatores que podem causar a fratura da porcelana estão incluídos também a carga de impacto, a carga de fadiga, o desenho impróprio e os microdefeitos internos no material.

Anusavice¹(1998) acredita que a resistência mecânica é um teste importante para prever o sucesso clínico das restaurações dentais. Com o propósito de avaliar *in vitro* o comportamento mecânico da união ceramo-cerâmica dos sistemas livre de metal, White et al.¹⁶ (1994) destacam a importância da utilização do ensaio mecânico cíclico que simule as condições mastigatórias. Além disso, sabe-se que as falhas são induzidas por estresse compressivo, por tração e por cisalhamento, sempre presente na maioria dos espécimes sob condições práticas.

Baseado na necessidade clínica de pesquisar materiais que atendam o apelo estético sem com-

prometimento do equilíbrio biomecânico, parece-nos oportuno avaliar a resistência ao cisalhamento dos materiais cerâmicos, submetidos ou não à ciclagem mecânica por impacto.

METODOLOGIA

A infra-estrutura foi confeccionada a partir de uma matriz metálica, com dimensões de 5,00mm de altura por 5mm de comprimento, composta de corpo (b) com 4,00mm de altura por 4,00mm de diâmetro e base (a) com 1,00mm de altura por 5,00mm de diâmetro (Figura 1). O molde foi obtido com silicona por adição para uso laboratorial (Harduplex- Techin Italia). A seguir, foi colocado cêra liquefeita no molde. Após resfriamento, os padrões de cêra foram removidos e incluídos em revestimento, para processamento pelo método da cêra perdida¹. O revestimento utilizado foi o Cergofit-Degussa dental, na proporção pó/líquido recomendada pelo fabricante. Após a presa final, o anel de revestimento foi colocado no forno de injeção Cerampress QEX – (Degussa), sendo a cerâmica em pastilha Cergogold (Degussa) liquefeita à temperatura de 980°C, durante 44,3 minutos, sob pressão de injeção de 5 bars e injetada pelo método de termo-pressão. Após a fundição, o material foi esfriado até a temperatura ambiente e, em seguida, desincluído. Os condutos de alimentação foram separados com disco fino de diamante em baixa rotação e refrigeração com água, com o intuito de evitar o aquecimento excessivo e a possibilidade de produzir trincas. Ao final desta fase, a infra-estrutura recebeu aplicação da porcelana.

APLICAÇÃO DA PORCELANA

Após a obtenção da infra-estrutura cerâmica, foi feita a aplicação da porcelana de corpo e incisal, Duceragold (Degussa). Segundo as normas recomendadas pelo fabricante, a aplicação da porcelana foi feita por uma única pessoa especializada. As dimensões da supra-estrutura foram: 4,00mm de diâmetro por 3,00mm de altura, confeccionado sobre a extremidade superior da infra-estrutura (Figura 2).

Para aplicação da cerâmica confeccionou-se um dispositivo metálico contendo dez orifícios, para

posicionamento das infra-estruturas cerâmicas. Este dispositivo metálico possibilita ajustes manual, para permitir a aplicação do revestimento cerâmico (Figura 3).

Em virtude da contração de cocção das cerâmicas de revestimento foi realizada uma segunda queima para correção e, conseqüentemente, aplicação do glaze.

Os dez corpos-de-prova constituídos de infra e supra-estruturas foram divididos em dois grupos: grupo 1 (controle), não submetido à ciclagem mecânica e grupo 2, submetido à ciclagem mecânica.

Os corpos-de-prova do grupo 2, foram colocados num recipiente com água destilada. A seguir, foram submetidos à carga de impacto no sentido axial, sobre a superfície da cerâmica de revestimento, através de uma máquina de ensaio mecânico cíclico (MTS – 810), aplicando carga de 5N, com freqüência de 20Hz, durante 5×10^4 ciclos. A freqüência e o número de ciclos foram determinados para adequar-se à condição clínica,

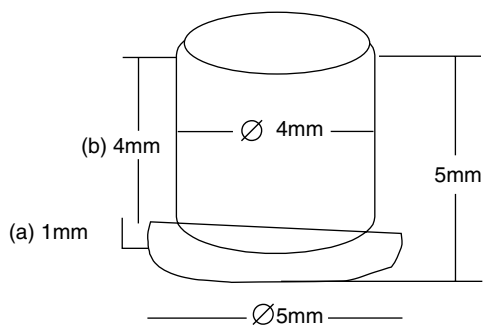


FIGURA 1 – Desenho esquemático da parte correspondente a infra-estrutura do corpo-de-prova.

conforme trabalhos de Chen et al.⁵ (1999) e Ohya et al.¹² (1999).

Concluído o teste de ciclagem mecânica, todos os corpos-de-prova do grupo 2, foram submetidos ao ensaio de resistência ao cisalhamento na máquina (MTS – 810) regulada para 500kgf e velocidade de 0,5mm/min. Para este ensaio, a infra-estrutura do corpo-de-prova foi introduzida num tubo metálico, ficando a zona de união e a supra-estrutura cerâmica exposta, para ação da ponta ativa do cinzel, colocado próximo da união.

A resistência ao cisalhamento consiste em resistir ao deslizamento de uma porção de um corpo sobre outro ou ser produzida por uma ação torcional no material, sendo calculado dividindo a força pela área paralela da direção da força (Anusavice¹, 1998).

As cargas médias de ruptura foram comparadas por meio do teste *t*(Student) para amostras não pareadas, em nível de significância de 5%, por meio do programa computacional SigmaStat (versão 2.03, 1997, SPSS, Inc.).

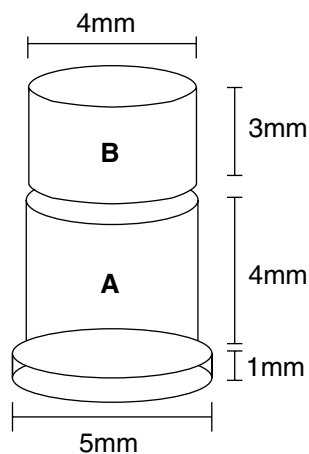


FIGURA 2 – Desenho esquemático do corpo-de-prova. A-infra-estrutura e B-supra estrutura

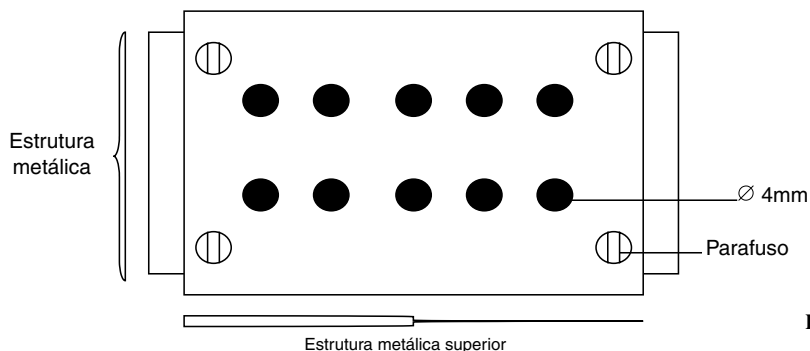


FIGURA 3 – Dispositivo empregado para confecção da porcelana de revestimento.

RESULTADOS

Os dados quando submetidos aos testes de normalidade e de homogeneidade de variância, mediante o programa SigmaStat, foram considerados como provenientes de uma população normal (p-valor >0,05) e de mesma variância (p-valor >0,05). O teste *t* (*Student*), efetuado para comparação do efeito ciclagem, não indicou diferença estaticamente significativa (Tabela 1).

A variabilidade entre os dados é ilustrada na Figura 4. Os valores de coeficiente de variação são muito próximos (CV = 3,25 / 30,82 = 11% para a situação sem ciclagem, e, de CV = 1,65/ 27,46 = 6% para a situação com ciclagem), denotando, assim, que os valores são homogêneos e de que a média pode ser considerada uma medida de tendência central, representante, dos mesmos.

Tabela 1 – Valores médios (MPa) da resistência ao cisalhamento do material cerâmico submetido ou não à ciclagem mecânica

Estatística	Cergogold/Duceragold	
	Sem Ciclagem	Com Ciclagem
Média	30,824	27,432
Desvio Padrão	33,442	22,237
t		1,867
gl		7
p-valor		0,104
IC(95%)		-0,897 a 7,620

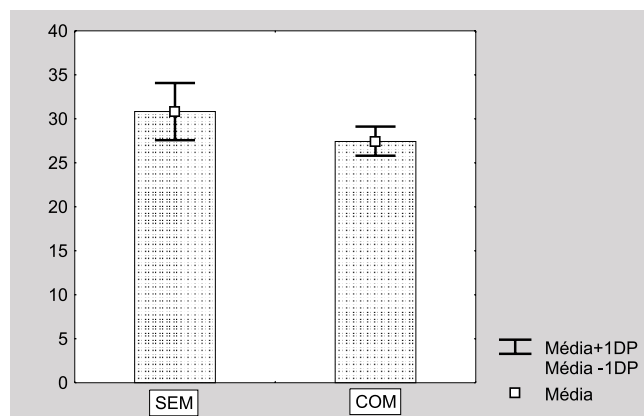


FIGURA 4 - Gráfico ilustrativo das médias e desvio padrão referente à resistência ao cisalhamento (Mpa) dos grupos com e sem ciclagem mecânica.

DISCUSSÃO

Assim como nas restaurações metalocerâmicas, onde alguns estudos^{7,9}, relataram a possibilidade de falha na união metal-cerâmica, nas restaurações com infra e supra-estruturas cerâmicas também há preocupação quanto ao comportamento mecânico da união.

Anusavice¹ (1998) destacou que as distribuições complexas de falhas são resultantes dos estresses: compressivo, por tração e cisalhamento e está presente na maioria dos materiais sob condições práticas. Baseado neste fato, este estudo realizou uma avaliação *in vitro* da resistência da união infra e supra-estruturas cerâmicas, por meio de ensaios mecânicos: dinâmico e estático, conforme os trabalhos de Yoshinari & Dérand¹⁷ (1994); Chen et al.⁵ (1999); Ohyama et al.¹² (1999).

A fadiga é descrita como um fenômeno no qual as características dos materiais se modificam com o tempo, sobre condições constantes. Nos materiais friáveis, como as cerâmicas, White et al.¹⁶ (1995), relataram que a ciclagem mecânica desencadeia a propagação de pequenas fendas, causando fissura das cerâmicas em níveis baixos de estresse, permitindo a previsão da resistência mecânica das cerâmicas em uso clínico.

Neste estudo, os resultados indicam que no sistema empregado, composto de leucita reforçada, a influência da ciclagem mecânica não foi suficien-

te para promover valores com diferença estatisticamente significativa quando comparado aos valores obtidos sem ciclagem mecânica. Estes resultados corroboram com os achados de Ohyama et al.¹² (1999), quando utilizaram material de composição semelhante, assim como também não observaram fraturas dos espécimes no teste de ciclagem mecânica, num período de ciclos semelhante ao deste estudo. No entanto, com relação ao sistema alumina, o desempenho não é o mesmo ao observado com o sistema estudado, talvez devido ao processo de sinterização e composição⁴. Morena et al.¹⁰ (1986), acreditam que a diferença de comportamento observada nas porcelanas está relacionada ao efeito do estresse compressivo na matriz vítrea causada por diferenças no coeficiente de expansão térmica entre os cristais de leucita e a matriz vítrea.

Para outros autores^{2,3,4,6,8}, o potencial de resistência das cerâmicas não depende somente do material, mas também da diferença de coeficiente térmico, da limitação do fabricante e da carga de impacto.

CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo, é lícito concluir que: a ciclagem mecânica não influenciou na união infra-estrutura cerâmica e o revestimento cerâmico, haja vista que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1 e 2.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANUSAVICE, K.J. Materiais de acabamento e polimento. In: - **Phillip's materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap. 30, p.394-405.
2. BERKSUN, S. ; SAGLAM S. Shear strength of composite bonded porcelain-to-porcelain in a new repair system. **J Prosthet Dent**, v.71, n.4, p.423-8, 1994.
3. CAMPBELL, S.D. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. **J Prosthet Dent**, v.62, n.4, p.476-9, 1989.
4. CARRIER, D.D.; KELLY, J. K. In ceram failure behavior and core veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. **J Prosthodont**, v.4, n.4, p.237-42, 1995.
5. CHEN, H. Y. et al. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD CAM and pressed-ceramic crowns. **J Prosthet Dent**, v.82, n.4, p.468-75, 1999.
6. CHING-CHEN, L.; WILLIAM, J. O. Strength of magnesia-core crown different body porcelains. **Int J Prosthodont**, v.6, n.1, p.60-4, 1993.
7. DRUMMOND, J. L. et al. Shear testing of the porcelain-metal bond. **J Dent Res**, v.63, n.12, p.1400-1, 1989.
8. JONES, D.W., WILSON, H.J. Some properties of dental ceramics. **J Oral Rehabil**, v.2, n.4, p.379-96, 1975.
9. MALHOTRA, M. L.; MAICKEL, L.B. Shear bond strength in porcelain-metal restorations. **J Prosthet Dent**, v.43, n.4, p.397-400, 1980.
10. MORENA, R. et al. Fatigue of dental ceramics in a simulate oral environment. **J Dent Res**, v. 65, n.7, p.993-7, 1986.
11. ODÉN, A. et al. Five years clinical evaluation of proceram allceram crowns. **J Prosthet Dent**, v.80, n.4, p.450-6, 1998.
12. OHYAMA, T. et al. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **Int J Prosthodont**, v.12, n.1, p.28-37, 1999.
13. PROBSTER, L. Four years clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowms. **J Oral Rehabil**, v.23, n.3, p.147-51, 1996.
14. SCOTTI, R. et al. A clinical evaluation of in ceram crowns. **Int J Prosthodont**, v.8, n.4, p.320-3, 1995.
15. SMITH, T.B. et al. Fracture behavior of In ceram and PFM Crowns. **J Dent Res**, v.71, sp. iss., p. 321,1992. (Abstract 1722).
16. WHITE, S. N. et al. Moduli of rupture of layered dental ceramics. **Dent Mater**, v.10, n.1, p.52-8, 1994.
17. YOSHINARI, M.; DÉRAND, T. Fracture strength of all ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, v.7, n.4, p.329-37, 1994.