

Resistência à flexão de porcelanas feldspáticas convencionais processadas por injeção

*Eduardo Andrade de OLIVA^a, Carolina de Andrade Lima CHAVES^b,
Flávia Regina Machado de MEDEIROS^b, Carlos Alberto dos Santos CRUZ^c*

^a*Doutor em Reabilitação Oral, Faculdade de Odontologia,
UNESP – Univ Estadual Paulista, 14801-903 Araraquara - SP, Brasil*

^b*Mestre em Reabilitação Oral, Faculdade de Odontologia,
UNESP – Univ Estadual Paulista, 14801-903 Araraquara - SP, Brasil*

^c*Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia,
UNESP – Univ Estadual Paulista, 14801-903 Araraquara - SP, Brasil*

Oliva EA, Chaves CAL, Medeiros FRM, Cruz CAS. Flexural strength of heat-pressing feldspathic porcelain. Rev Odontol UNESP. 2009; 38(5): 318-23.

Resumo: O objetivo deste estudo foi investigar o efeito do processamento por injeção (método da cera perdida) na resistência à flexão, em três pontos, de porcelanas feldspáticas convencionalmente obtidas por sinterização. Foram avaliadas as porcelanas Ceramco-2, Duceragold, Duceram-Plus, Excelsior, Omega-900, Symbio, Vitadur-Alpha e VMK-95. Como controle, foi também utilizada a porcelana Cergogold, fornecida na forma de pastilhas pré-sinterizadas e processada exclusivamente por injeção. Corpos de prova em forma de barra (n = 10), com dimensões de 25 × 5 × 2 mm (ISO-6872), foram confeccionados em matrizes metálicas e processados, por sinterização ou injeção, nas temperaturas de cocção indicadas pelos fabricantes. Os ensaios foram realizados em equipamento MTS-810 (Material Test System, EUA), com célula de carga de 10 kN e velocidade de 0,5 mm.min⁻¹. Os resultados, submetidos à análise de variância (p ≤ 0,05), mostraram que o processamento por injeção foi capaz de proporcionar maior resistência à flexão para as porcelanas Duceram-Plus, Excelsior, Omega-900, Symbio e VMK-95 (p < 0,001). Nessa mesma condição experimental, a porcelana Cergogold mostrou-se estatisticamente superior apenas à porcelana Vitadur-Alpha, sendo inferior à porcelana Omega-900 e semelhante às demais (p < 0,001). A resistência à flexão das porcelanas Ceramco-2, Duceragold e Vitadur-Alpha não foi influenciada pelo processo de obtenção (p < 0,001).

Palavras-chave: *Porcelana dentária; métodos de processamento; resistência à flexão.*

Abstract: The aim of this study was to evaluate the effect of injection process, on the three-point flexural strength on feldspathic ceramic, fabricated by sintering technique. The ceramics evaluated were Duceragold, Duceram Plus, Excelsior, Omega 900, Symbio, Vitadur Alpha, VMK 95 and Ceramco 2. Cergogold, that the processing technique is based on a conventional injection moulding, was used for control. The bar-shaped specimens (n = 10) with the size of 25 × 5 × 2 mm (ISO-6872) were fabricated in a metal mould and processed by injection or sinterized, according to manufacturing specifications. The flexural test was performed in a MTS 810 testing machine (Material Test System, USA), with a 10 kN load cell and a crosshead speed of 0.05 mm.min⁻¹. The data (MPa) were subjected to analysis of variance (p ≤ 0.05), and showed that the injection processed enhance the flexural strength of Duceram-Plus, Excelsior, Omega-900, Symbio and VMK-95 (p < 0.001). In this experimental condition, the ceramic Cergogold showed high value than Vitadur-Alpha, was inferior to the ceramic Omega-900, but there were no significant difference with the others (p < 0.001). The flexural strength was not influenced by the processing method for the ceramics Ceramco-2, Duceragold and Vitadur-Alpha.

Keywords: *Dental ceramic; processed method; flexural strength.*

Introdução

As cerâmicas constituem interessante alternativa como material restaurador devido a vantagens, como estética, biocompatibilidade, resistência à compressão, condutibilidade térmica – que se aproxima à dos tecidos dentais –, radiopacidade, integridade marginal e estabilidade de cor.¹⁻⁶ Contudo, apresentam desvantagens, como dificuldade de adaptação marginal, excessivo desgaste do dente antagonista, necessidade de preparos com maior desgaste, sensibilidade de técnica e, particularmente, susceptibilidade à fratura.⁶

As primeiras cerâmicas utilizadas na Odontologia foram porcelanas feldspáticas, que apresentavam, como principal limitação, baixa resistência à flexão, ao redor de 70 Mpa.^{2,3,7,8} Inicialmente empregados apenas como cobertura em restaurações metalocerâmicas, esses materiais, a partir do desenvolvimento das técnicas adesivas de cimentação, passaram também a ser indicados em restaurações unitárias, como facetas estéticas e inlays/onlays.⁹

Novos produtos surgiram, então, reforçados, por meio da adição ou da precipitação de maior quantidade de fase cristalina, com diferentes composições e novas técnicas de processamento laboratorial.¹⁰⁻¹³ Dentre esses produtos, figura a porcelana Dicor (Dentsply), introduzida no mercado ao final da década de 1960, reforçada por cristais de fluormica tetrasilica ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) e com resistência à flexão variando entre 127 MPa e 239 Mpa.^{4,7,12,14-16} Esse material, entretanto, caracterizou-se por apresentar técnica diferente de manipulação, segundo a qual a cerâmica, industrialmente pré-sinterizada, é aquecida em forno e, por força centrífuga, injetada em moldes refratários obtidos pelo método da cera perdida.^{12,17}

Segundo Rocha¹⁸, em 1997, essa técnica de obtenção de restaurações estéticas indiretas traz como vantagem principal uma melhor adaptação marginal. Entretanto, para Dong et al.⁹ e Gorman et al.¹⁹, a injeção não é apenas um método de processamento capaz de definir melhor forma, contorno e adaptação das restaurações, mas, por causar menor porosidade interna, pode também influenciar positivamente na resistência mecânica do material. Esse melhor desempenho foi confirmado por Drummond et al.²⁰, que encontraram maior resistência à flexão no processamento por injeção.

Dessa forma, a utilização do método de processamento por injeção pode possibilitar a obtenção de melhores resultados clínicos para as cerâmicas feldspáticas convencionais. O objetivo deste estudo foi investigar o efeito do processamento por injeção na resistência à flexão, em três pontos, de porcelanas feldspáticas convencionalmente obtidas por processo de sinterização.

Material e método

Os materiais investigados neste estudo são listados na Tabela 1, que apresenta, também, as composições básicas e as temperaturas de sinterização, indicadas pelos fabricantes.

Todos os produtos, com exceção da porcelana Cergogold, apresentam-se na forma de pó, aglutinado com água destilada. O método de sinterização convencional é indicação de cada fornecedor. O material Cergogold, apresentado na forma de pastilhas pré-sinterizadas (1,3 g) e também utilizado como controle, é processado exclusivamente por injeção.

Para os ensaios de resistência à flexão, em três pontos, foram confeccionados corpos de prova em forma de barra (n = 10), com dimensões de 25 × 5 × 2 mm, de acordo com a norma ISO 6872.

Os espécimes processados por sinterização convencional foram obtidos a partir de matriz metálica bipartida, com dimensões 15% maiores em relação à norma ISO-6872, considerando-se a contração média das porcelanas estudadas. A massa cerâmica, formada pela mistura do pó com água destilada, foi condensada na matriz por meio de espátula metálica. O excesso de aglutinante foi removido por meio de papel absorvente. Após a remoção da matriz, cada espécime foi levado ao forno Aluminipress (EDG Equipamentos e Controles, São Carlos - SP, Brasil), programado com velocidade de aquecimento de 60 °C por minuto e permanência de um minuto após atingir a temperatura de sinterização. Após o resfriamento, os corpos de prova sinterizados foram armazenados em recipientes secos, por 48 horas, até o momento dos ensaios mecânicos.

Para a confecção dos corpos de prova processados por injeção, foram obtidos, inicialmente, padrões de cera Plastodent (Degussa, Alemanha), plastificada em aparelho

Tabela 1. Materiais utilizados no presente estudo

Material/ Fabricante	Composição básica	Temperatura de sinterização
Ceramco-2/ Dentsply	feldspato	980 °C
Duceragold/ Degudent	feldspato	800 °C
Duceram-Plus/ Degudent	feldspato	910 °C
Excelsior/ Degudent	feldspato	935 °C
Omega-900/ Vita	feldspato	900 °C
Symbio/ Degudent	feldspato	810 °C
Vitadur-Alpha/ Vita	feldspato, reforçado com óxido de alumínio	960 °C
VMK-95/ Vita	feldspato	955 °C
Cergogold/ Degussa	feldspato	850 °C

Dipply-Pró (Yeti Dental, Alemanha), a temperatura de 65 °C. A cera liquefeita foi aplicada, por meio de gotejador, em matriz metálica bipartida, nas dimensões preconizadas pela norma ISO-6872. Cada padrão de cera recebeu conduto de alimentação e, removido da matriz, foi incluído em revestimento fosfatado Cergofit (Degussa), espatulado a vácuo, na proporção de 100 g de pó para 25 mL de líquido aglutinante. Após a presa do revestimento (60 minutos), o conjunto foi levado ao forno EDG 3000 (EDGOM 3P, Brasil), para eliminação da cera e expansão do molde.

Para manipulação e injeção das porcelanas fornecidas na forma de pó, foi necessária compactação prévia, por meio de condensação da massa cerâmica em seringa hipodérmica de 20 mL (Plastipak Becton Dickinson), adaptada após remoção do encaixe para agulha. A ação da extremidade plana do êmbolo contra uma folha de papel absorvente proporcionou a formação de massa compacta, em forma de cilindro ou pastilha, com aproximadamente 1,4 g de material.

A pastilha de porcelana foi posicionada na entrada do conduto de alimentação do molde de revestimento, seguida do embolo cerâmico, que acompanha o sistema de injeção. O conjunto foi então transferido para o forno Aluminipress (EDG Equipamento e Controles, São Carlos-SP, Brasil), previamente aquecido a 700 °C. O equipamento foi também programado com velocidade de aquecimento de 60 °C por minuto, porém, com permanência de 20 minutos após atingir a temperatura de sinterização. O método de injeção, nas mesmas temperaturas, é experimental para esses materiais.

Ao final do ciclo de aquecimento, com a porcelana já plastificada, foi iniciada a etapa de injeção, pela ação do êmbolo, que comprimiu a cerâmica (4,5 Bar) para dentro do molde de revestimento. Imediatamente após a injeção, o conjunto foi removido do forno e resfriado lentamente até a temperatura ambiente. Os corpos de prova foram então desincluídos e submetidos ao jateamento com óxido de alumínio (100 µm), em aparelho Biojato Master (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, Rio de Janeiro - RJ, Brasil). A remoção final dos resíduos de revestimento foi obtida pela imersão dos espécimes em solução de ácido fluorídrico a 1%, por dez minutos, em aparelho de ultrassom (Ultrasonic, Odontobrás Ind. E Com. De Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda.).

Os ensaios de resistência à flexão, em três pontos, foram realizados em equipamento MTS-810 (Material Test System, EUA), com célula de carga de 10 kN e velocidade de 0,5 mm.min⁻¹. Os valores foram calculados a partir da expressão $R = 3FL/2wh^2$, na qual R representa a tensão de resistência à flexão, em três pontos (MPa); F, a força máxima na fratura (N); L, a distância entre os apoios de suporte (mm); w e h, respectivamente, a largura e a espessura do espécime (mm). As dimensões de cada corpo de prova foram obtidas por meio de paquímetro digital (Mitutoyo 500-143B).

Resultado

Os dados obtidos foram submetidos a duas análises de variância ($p \leq 0,05$). A primeira, com dois fatores de variação, não considerou a porcelana Cergogold, processada exclusivamente por injeção, indicando variabilidade significativa para os fatores material, processamento e interação entre ambos ($p < 0,001$). A segunda, com um fator de variação, considerou todas as porcelanas estudadas, porém, apenas na condição experimental de injeção, indicando, também, variabilidade significativa para o fator material ($p < 0,001$). Os gráficos das Figuras 1 e 2 mostram as diferenças entre as médias, calculadas, respectivamente, a partir de testes complementares de Student-Newman-Keuls ($p \leq 0,05$) e de Tukey ($p \leq 0,05$).

O método de processamento por injeção mostrou-se capaz de aumentar estatisticamente os valores de resistência à flexão das porcelanas estudadas, porém, somente para os materiais Duceram-Plus, Excelsior, Omega-900, Symbio e VMK-95 ($p < 0,001$). Nessa condição experimental, a porcelana Cergogold mostrou-se estatisticamente superior apenas à porcelana Vitadur-Alpha, sendo inferior à porcelana Omega-900 e semelhante às demais ($p < 0,001$).

Discussão

Neste estudo, foram avaliadas diferentes marcas comerciais de porcelanas odontológicas, segundo seus fabricantes, à base de feldspato (K_2O , Al_2O_3 , Na_2O e SiO_2). Cergogold, Ceramco-2, Duceragold, Duceram-Plus, Excelsior, Omega-900, Symbio e VMK-95 possuem composições declaradas aparentemente semelhantes entre si, enquanto a porcelana Vitadur-Alpha apresenta-se como reforçada por alumina. No entanto, nenhum produto discrimina os percentuais detalhados de cada óxido presente e, consequentemente, as relações entre fase vítrea e cristalina de cada material^{2,21}, dificultando comparações iniciais.

Os resultados de resistência à flexão deste estudo, embora com algumas diferenças estatisticamente significantes entre si, mantiveram-se todos na faixa de valores encontrada na literatura para porcelanas feldspáticas convencionais, que apresentam entre 5 e 15% de fase cristalina.^{7,8,22} Nem mesmo o material Vitadur-Alpha, comercializado como reforçado, apresentou resistência à flexão compatível com esta última classe de materiais modificados: Hi-Ceram, óxido de alumínio, 139,0 MPa e 155,0 MPa; Dicor, fluormica tetraflúrica, 127,7 MPa e 239,0 MPa; Cerestore, leucita, 145,0 MPa; Optec, leucita, 103,8 MPa; IPS-Empress, leucita, 112 MPa; IPS-Empress II, disilicato de lítio, 400,0 MPa.^{7,10,14} A presença de maiores concentrações de fase cristalina deveria resultar em melhoria nas propriedades mecânicas da cerâmica, determinadas pela elevação do módulo de elasticidade, com consequente limitação na propagação de fraturas.^{2,4,16} Dessa forma, com a menor média de resistência à flexão,

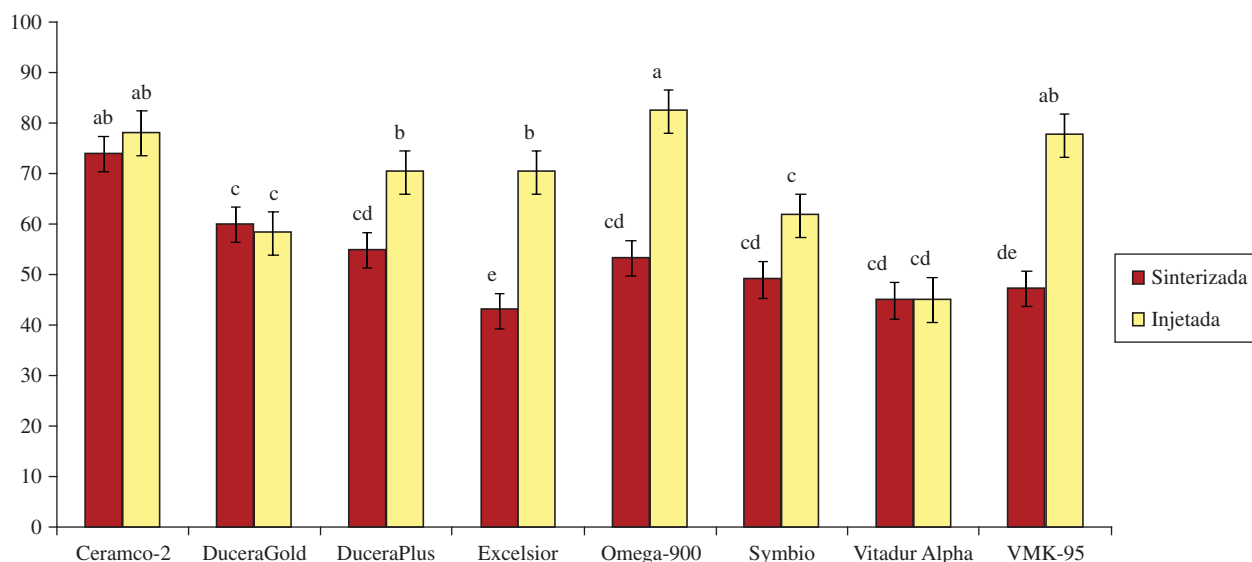


Figura 1. Resistência à flexão (MPa) para as porcelanas testadas, de acordo com os dois métodos utilizados. As barras de erro representam os desvios padrão. Médias assinaladas com letras iguais são estatisticamente semelhantes (teste de Student-Newman-Keuls, $p \leq 0,05$).

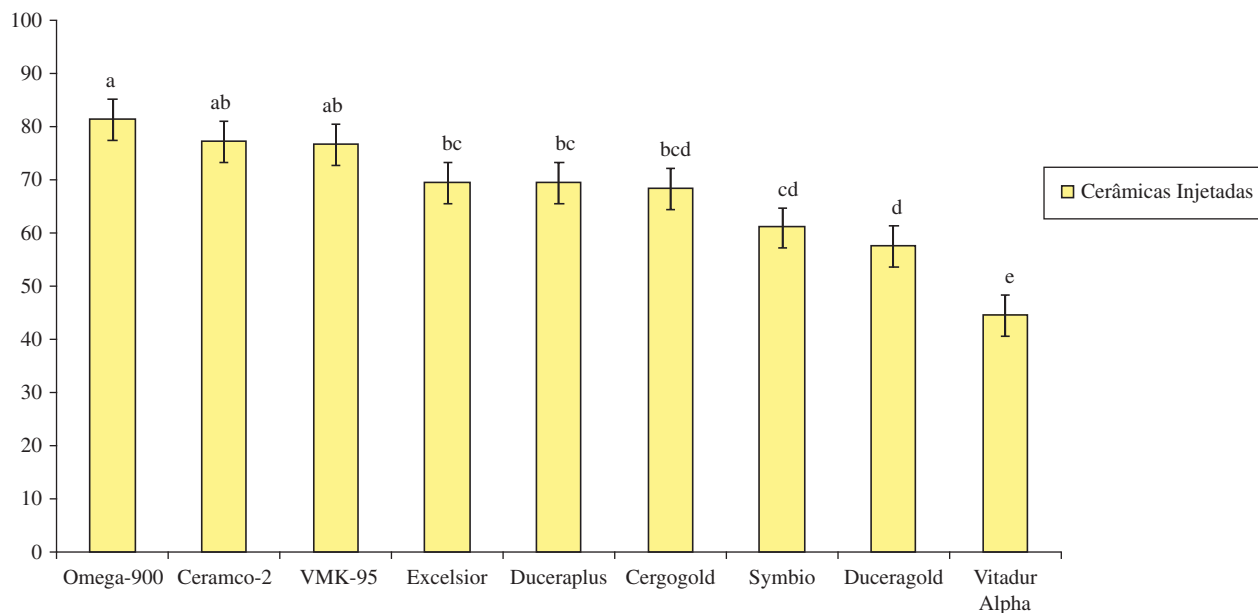


Figura 2. Resistência à flexão (MPa) para as porcelanas testadas, de acordo com o processamento por injeção. Médias assinaladas com letras iguais são estatisticamente semelhantes (teste de Tukey, $p \leq 0,05$).

44,91 MPa, o material Vitadur Alpha parece não possuir qualquer reforço cristalino adicional, evidenciando, via ensaio mecânico, sua composição feldspática convencional, semelhante às demais porcelanas investigadas.

Além da composição, o método de processamento pode também interferir diretamente na resistência mecânica dos materiais cerâmicos.⁷ O surgimento de porosidades internas pode ser fator iniciador de propagação de fendas, levando

as restaurações a falhas precoces no meio bucal.^{6,9,23} Por outro lado, precipitações cristalinas ou distribuição mais homogênea dos cristais já existentes podem atuar na tenacificação do material.^{4,19,24,25} Dong et al.⁹ observaram o efeito positivo do método de injeção na resistência à flexão da porcelana IPS-Empress, enquanto Catell et al.¹ verificaram que essa técnica de processamento permitiu a formação de menor quantidade de porosidade interna, quando avaliada

comparativamente para o mesmo material. De maneira semelhante, Drummond et al.²⁰ encontraram maior resistência à flexão para a porcelana feldspática Finesse processada por injeção (93,98 MPa), em comparação com o processo de sinterização convencional (79,16 MPa). Paralelamente, Gorman et al.¹⁹ e Albakry et al.⁴ identificaram igual conteúdo cristalino, antes e após injeção, para os materiais IPS-Empress e IPS-Empress 2, observando, contudo, maior uniformidade na distribuição dessa fase nos grupos processados por injeção.

No presente estudo, porcelanas feldspáticas convencionais foram processadas de forma experimental, por injeção, sob pressão a vácuo, tendo como principal objetivo verificar se os espécimes obtidos por essa técnica são mecanicamente superiores em relação aos processados pela técnica usual de sinterização. Os materiais Duceram-Plus, Excelsior, Omega-900, Symbio e VMK-95 apresentaram maior resistência à flexão quando processadas por injeção, com percentuais de aumento variando entre 25 e 65%. Todavia, os materiais Ceramco-2, Duceragold e Vitadur-Alpha não mostraram qualquer influência do método de processamento nessa propriedade mecânica. Os achados indicam que nem todas as composições são sensíveis às modificações ou variações de manipulação propostas neste estudo – provavelmente em função da natureza e da proporção de seus componentes – e tampouco são influenciadas por pressão, tempo e temperatura de aquecimento durante a sinterização. Análises porosimétricas e cristalográficas devem ser conduzidas para melhor fundamentar tais observações.^{4,19,24,25} Do ponto de vista clínico, entretanto, qualquer ganho em resistência mecânica será favorável para trabalhos protéticos confeccionados com esses materiais.

As porcelanas feldspáticas apresentadas na forma de pó e aglutinadas por meio de água destilada, na condição de injetadas, foram também comparadas à porcelana Cergogold, apresentada na forma de pastilhas pré-sinterizadas, processadas por meio de injeção. Nesta condição experimental, a porcelana Cergogold mostrou-se estatisticamente superior apenas à porcelana Vitadur-Alpha, sendo inferior à porcelana Omega-900 e semelhante às demais. Dessa forma, mesmo considerando-se a possibilidade de menor quantidade de porosidade interna, precipitação de fase cristalina ou distribuição mais uniforme dos cristais – vantagens possivelmente proporcionadas pela técnica de injeção^{6,9,23} –, não foi determinante, para a resistência à flexão desse material, sua forma de apresentação ou processamento laboratorial.

O teste de resistência à flexão utilizado neste estudo é considerado estático, ou seja, mostra valores de resistência mecânica em situação imediata, logo após a aplicação da carga. Por esse motivo, os resultados não podem ser usados diretamente para prever o desempenho em longo prazo desses materiais. Avaliações que simulem as condições dinâmicas dos esforços mastigatórios, como a utilização de ciclagem

mecânica e testes de resistência à fadiga²⁶, devem ser realizadas. Estudos clínicos, com acompanhamento longitudinal^{5,27}, complementam o leque de informações que podem atestar o desempenho dos materiais cerâmicos e oferecer evidências mais seguras e confiáveis para a correta tomada de decisões. O processo de injeção por pressão a vácuo, rotineiramente empregado em materiais cerâmicos apresentados na forma de pastilhas pré-sinterizadas, pode também ser utilizado em porcelanas feldspáticas de composição, forma de apresentação e processamento convencionais. Restaurações estéticas indiretas obtidas por injeção, em moldes confeccionados pela técnica da cera perdida, podem apresentar-se mecanicamente mais resistentes, economicamente mais acessíveis e com adaptação marginal superior.

Conclusão

O método de injeção a vácuo, em relação à sinterização convencional, proporcionou aumento nos valores de resistência à flexão das porcelanas Duceram-Plus, Excelsior, Omega-900, Symbio e VMK-95. A resistência à flexão das porcelanas Ceramco-2, Duceragold e Vitadur Alpha não foi alterada pelo método de processamento. Na condição experimental de injeção, a porcelana Cergogold mostrou-se estatisticamente superior apenas à porcelana Vitadur-Alpha, sendo inferior à porcelana Omega-900 e semelhante às demais.

Referências

1. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch, EJR. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics – part II. *J Dent Res.* 1997;25:409-14.
2. Roseblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:298-307.
3. Chain NMC, Arcari GM, Lopes GC. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. *Rev Gaúcha Odontol.* 2000;48:67-70.
4. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2003;89:374-80.
5. Naeseli K, Arnelud CF, Molin MK. A 4-year retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2008;21:40-4.
6. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2008;1-8.
7. Seghi RR, Denry LL, Rosentiel SF. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater.* 1990;6:181-4.
8. Giordano R, Cima M, Pober R. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 1995;8:311-9.

9. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992;5:9-16.
10. Höland, W, Schweiger, M, Frank, M, Rheinberger, V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS-Empress 2 and the IPS-Empress glass-ceramics. *J. Biomed. Mater Res.* 2000;53:297-303.
11. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85:61-6.
12. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995;8:239-46.
13. Strub JR, Beschmidt SM. Flexure strength of 5 different all-ceramic crown system. *Int J Prosthodont.* 1998;11:602-9.
14. Oilo G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. *Acta Odontol. Scand.* 1998;46:313-22.
15. Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. *J Prosthet Dent.* 1989;62:476-9.
16. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28:529-35.
17. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont.* 1998;11:183-9.
18. Rocha PVB. Avaliação in vitro da fenda e da infiltração marginal de restaurações inlays de cerâmicas puras [tese doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1997.
19. Gorman CM, McDevitt EE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater.* 2000;16:389-95.
20. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Kopers KRD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000;16:226-33.
21. Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Chatzistavrou X, Kavouras P, Zorba T, et al. Microstructural characterization and comparative evaluation of physical, mechanical and biological properties of three ceramics for metal-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2008;24:1362-73.
22. Medeiros FR, Chaves CAL, Schalch MV, Cruz CAS. Avaliação mecânica das cerâmicas IPS-Empres 2 e In-Ceram Zircônia. *Cienc Odontol Bras.* 2009;12:70-6.
23. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1999;82:468-75.
24. Curran DJ, Fleming TJ, Kawachi G, Ohtsuki C, Towler MR. Characterisation and mechanical testing of hydrothermally treated HA/ZrO(2) composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2009;20:2235-41.
25. Bottino MA, Salazar-Marcho SM, Leite FP, Vásquez VC, Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. *J Prosthodont.* 2009;18:417-20.
26. Myers, ML, Ergle, C, Fairhurst, CW, Ringle, RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont.* 1994;7:549-53.
27. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33:415-26.

Autor para correspondência:

Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz
cruz@foar.unesp.br

Recebido: 31/08/2009

Aceito: 27/10/2009