

Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas*

Evaluation of influence of cyclic mechanical in flexural strength of ceramic

Marcos Koiti ITINOCHE
Denise Kanashiro OYAFUSO
Eduardo MIYASHITA

Doutorando – Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora – Especialidade em Prótese Parcial Fixa – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

Maria Auxiliadora Junho ARAÚJO

Prof. Titular – Departamento de Materiais Odontológico e Prótese Dental – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

Marco Antonio BOTTINO

Prof. Adjunto – Departamento de Materiais Odontológico e Prótese Dental – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da ciclagem mecânica em dois materiais cerâmicos utilizando o método biaxial para determinar a resistência à flexão. Vinte corpos-de-prova foram confeccionados com dimensões de aproximadamente 15mm de diâmetro e 1,2mm de espessura para cada material constituído com diferentes composições: a) alumina sinterizada e compactada (Procera AllCeram); e b) zircônia + alumina (In-Ceram Zircônia). Os grupos foram elaborados de acordo com as recomendações dos fabricantes. O total das amostras, de cada material, foi dividido em dois sub-grupos, um sem e outro com ciclagem mecânica (20000 ciclos, carga de 50N e imersão em água destilada a 37°C) antes do teste de resistência à flexão em uma máquina Instron. Os dados foram analisados estatisticamente pelo teste de análise de variância de dois fatores e os resultados indicaram que as médias de resistência à flexão sem e com ciclagem mecânica, da cerâmica Procera AllCeram foram de $647,16 \pm 48,04$ e $630,39 \pm 430,39$; e para a cerâmica In-Ceram Zircônia $496,45 \pm 35,65$ e $457,43 \pm 53,14$, em MPa, respectivamente. Os resultados apresentados indicaram que a ciclagem mecânica não diminuiu a resistência à flexão pelo método biaxial, e a cerâmica Procera AllCeram foi estatisticamente significante superior à resistência à flexão do In-Ceram Zircônia.

UNITERMOS

Cerâmica; ciclagem mecânica; resistência à flexão

INTRODUÇÃO

O tratamento restaurador dental, seguindo os princípios de bioestética funcional, requer materiais odontológicos que preencham, através de suas propriedades, os requisitos de resistência mecânica e longevidade no meio bucal.

As cerâmicas suprem essas necessidades de maneira bastante satisfatória, ocupando abrangente espaço dentro da Odontologia. Resiste aos múltiplos esforços mecânicos desenvolvidos durante a função mastigatória, que se traduz perante a capacidade de resistir às forças de compressão e cisalhamento, sendo estes os parâmetros laboratoriais

*Resumo de parte da tese de doutorado – em Odontologia Restauradora (Área de Concentração em Prótese) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.– UNESP – 12245-000 – SP

de pesquisa. O grande avanço das propriedades das cerâmicas, devido à crescente preocupação com a resistência e estética, tem possibilitado empregá-las em técnicas, sem a presença de metal como infra-estrutura, em busca da reprodução natural dos tecidos dentais.

Um dos sistemas disponíveis atualmente, possui infra-estrutura de óxido de alumínio, que, reforçado por uma técnica de cocção envolvendo infiltração de vidro, permite a confecção de restaurações posteriores ou prótese parcial fixa (PPF) de três elementos na região anterior com alta resistência à flexão e fidelidade marginal comparável às PPF com infra-estrutura metálica (KERN et al.¹¹, 1991; SEGHI & SORENSEN²⁰, 1995; E KAMPOSIORA et al.¹⁰, 1996). A infra-estrutura em cerâmica nesse sistema é, inicialmente, extremamente porosa e composta por óxido de alumínio que, em seguida, é infiltrada com vidro fundido por capilaridade, o que permite conferir escolha de cor para a estrutura. Além disso, sua resistência é aumentada em vinte vezes em relação ao material sem o referido infiltrado, impedindo a propagação de trincas. O alto conteúdo de partículas de alumina com dimensões entre 0,5 e 3,5µm, aliado à baixa contração de sinterização, fazem com que o material qualifique suas propriedades mecânicas (SO-RENSEN et al.²², 1992). Para indicação de PPF de três elementos, porém na região posterior, o sistema In-Ceram Zircônia foi desenvolvido para suportar maiores cargas devido a sua constituição por óxido de alumínio e zircônia. Segundo McLaren¹⁴ (1998), a zircônia possui cristais em forma tetragonal, permitindo a aplicação de energia mecânica externa sobre o material, transformando-o em uma forma monoclinica de zircônia, evitando que áreas de microfraturas na cerâmica propaguem-se, aumentando a resistência do material.

Outro sistema, que também é elaborado sem a presença de base metálica, utiliza a tecnologia CAD-CAM (Computer Assisted Design - Computer Assisted Machining) oferecendo infra-estrutura constituída de óxido de alumínio sinterizado e densamente compactado com 99,5% de pureza. O óxido de alumínio puro de sinterização é caracterizado como uma biocerâmica que apresenta resistência à flexão biaxial próximo a 687MPa, resultando em propriedades mecânicas relevantes para se aplicar em restaurações unitárias ou PPF anteriores e posteriores (ZENG et al.²⁹, 1996; BOTTINO et al.¹, 2001; ITINOCHE et al.⁸, 2001).

Os sistemas de cerâmica citados oferecem relevante potencial em relação à obtenção de resultados estéticos, por permitir a transmissão de luz de maneira similar à do esmalte e à da dentina com propriedades mecânicas satisfatórias.

Historicamente, a restauração totalmente cerâmica, utilizando porcelanas feldspáticas convencionais, tinha limite de expectativa de vida reduzido em relação às coroas metalo-cerâmicas, devido à sua baixa resistência. Para suprir tal deficiência, pesquisas e recursos tecnológicos vêm contribuindo para o desenvolvimento de materiais cerâmicos que permitem maior longevidade nas reabilitações com restaurações cerâmicas. Contudo, é sabido que alguns fatores podem causar fraturas nas cerâmicas quando expostos ao meio bucal, como por exemplo: micro-defeito estrutural, desenho do preparo e espessura inadequada do material, forças de elevado impacto e tensões repetitivas geradas durante o ciclo mastigatório que resultam na fadiga do material (SMYD²¹, 1961). Segundo a comunidade científica, a fadiga constitui fator de grande importância quanto à avaliação do comportamento mecânico dos materiais cerâmicos. Para Fissore et al.⁶ (1991), os estudos de fadiga sobre os materiais são mais informativos que o ensaio que se utiliza do único impacto.

Na cavidade bucal, as forças aplicadas sobre os materiais desenvolvem ciclagem de impulsos mecânicos que podem ser simulados por uma ciclagem mecânica, que tende a se aproximar das condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório.

Sendo assim, vimos a importância de se verificar a influência da utilização de uma máquina de ciclagem mecânica, desenvolvida para indução de fadiga, sobre a resistência de materiais cerâmicos utilizados como infra-estruturas de restaurações livres de metal, pelo ensaio de resistência à flexão biaxial.

MATERIAIS E MÉTODO

Neste trabalho foram avaliados dois materiais cerâmicos indicados para a elaboração de infra-estruturas com finalidade protética, o sistema In-Ceram Zircônia (Vita Zahnfabrik) e o sistema Proceram All Ceram (Nobel Biocare).

A partir de um bastão de alumínio, foram usadas dez estruturas metálicas, com dimensões de 15mm de diâmetro por 1,4mm de espessura, o que

auxiliou na padronização dos vinte corpos-de-prova dos materiais cerâmicos.

Para a confecção dos corpos-de-prova do grupo do sistema In-Ceram Zircônia, as estruturas metálicas foram fixadas em uma placa de vidro polida, com muralha de cera em volta, para que o revestimento refratário In-Ceram Spinell fosse vertido sobre as estruturas metálicas, obtendo-se assim, um molde dos discos. Desta forma, os espaços criados no molde, pelos discos, receberam pinceladas de um isolante denominado Sealer Vita In-Ceram Zircônia. Em seguida, os casulos foram preenchidos pelo material de óxido de zircônia do sistema In-Ceram Zircônia na fase aquosa, denominado *slip casting*. A sinterização dos corpos-de-prova foi realizada no forno Inceramat, seguindo o ciclo recomendado pelo sistema.

Após o término do ciclo e resfriamento, os corpos-de-prova foram removidos do revestimento, desgastando-se o molde com fresas diamantadas em baixa rotação, sem a presença de água. As superfícies em óxido de zircônia sinterizadas são estruturas porosas, com consistência de giz. Por isso, utilizando lixas de granulação 320, 600 e 1000, foi possível promover-se o alisamento das superfícies, até a obtenção de 1,25mm de espessura, padronizando a espessura do corpo-de-prova mensurado por um paquímetro digital. As estruturas em óxido de zircônia possuem, nesta fase, baixa resistência e, por esta razão, devem ser manipuladas com delicadeza, até a etapa da infiltração de vidro, que foi realizada no forno de sinterização, citado previamente. A infiltração de vidro consiste na aplicação de uma camada da mistura de pó de vidro de In-Ceram Zircônia e água destilada, devendo ser aplicada generosamente com pincel. Esse procedimento foi realizado apenas sobre uma das faces, permitindo, assim, o escape de ar pela face oposta, durante a cocção da infiltração. Durante essa etapa, as estruturas foram apoiadas sobre uma lâmina de platina, para serem conduzidas ao forno e infiltradas de acordo com o ciclo recomendado pelo fabricante.

As estruturas de óxido de zircônia infiltradas receberam jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50 μ m, com pressão de 2bar e distância aproximada de 2cm, a fim de eliminar o excesso de vidro. Receberam a aplicação do pó de vidro na face oposta, retornando ao forno para a segunda infiltração de vidro. A infiltração nas duas faces foi realizada em consonância com o trabalho de

Itinoche et al.⁹ (2002) que constataram a ineficiência da infiltração de vidro em áreas mais profundas em estruturas de óxido de alumínio espessas.

Outro material avaliado neste trabalho foi o sistema Procera All Ceram, se utiliza a tecnologia CAD-CAM (Computer Assisted Design - Computer Assisted Machining) para elaborar infra-estruturas constituídas de óxido de alumínio sinterizado e infra-estruturas compactas. O processo de fabricação deste material cerâmico consiste na leitura por um *scanner* acoplado a um micro-computador (*Personal Computer*), que realiza o mapeamento da superfície e desenvolve o desenho em três dimensões. As imagens captadas são enviadas “via modem” para a sede Procera Sandvik AB, em Estocolmo, Suécia, onde o material é usinado.

Uma estrutura metálica, usinada com dimensões de 1,25mm de espessura e 15mm de diâmetro, foi utilizada para a obtenção das imagens escaneada pelo Procera Scanner (Nobel Biocare). Neste aparelho de leitura, foi fixado o disco metálico sobre uma plataforma que sofreu rotação em torno de um eixo, onde uma ponta de safira, com 2mm de diâmetro, realizou a leitura por contato, registrando em pontos a superfície dos 360° da circunferência da estrutura metálica. Após cada rotação, a sonda foi automaticamente elevada 200 μ m pelo computador e uma nova linha foi traçada até que se completasse o mapeamento da estrutura com aproximadamente 50 mil pontos.

Os pontos foram captados e visualizados em imagens tridimensionais e estas foram transmitidas ao Procera Sandvik AB, para a reprodução do modelo refratário com aumento das dimensões em aproximadamente 20%, devido à necessidade de compensação da contração de sinterização do óxido alumínio, que é da ordem de 15% a 20%. Primeiramente, o pó de óxido de alumínio foi compactado sobre o modelo. O contorno externo foi proporcionado por sistemas de fresas, como etapa anterior à sinterização, à temperatura entre 1550°C e 1650°C, durante uma hora. Desta forma, todos os corpos-de-prova foram obtidos e enviados ao Brasil, para que recebessem o devido acabamento e polimento.

Para todos os corpos-de-prova dos sistemas mencionados, foi realizado acabamento com lixas de granulação 600, 1000, 1500 e 2000grit, seguido de polimento com solução de óxido de alumínio de 2 μ m, resultando em estruturas uniformes com dimensões finais de 1,2mm de espessura e 15mm de diâmetro (Figura 1).

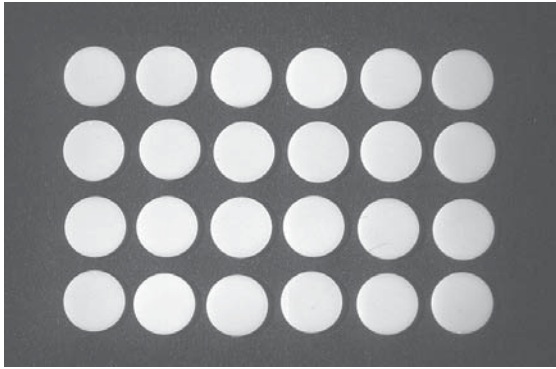


FIGURA 1 - Corpos-de-prova com acabamento e polimento.

Os grupos contendo vinte corpos-de-prova para cada sistema, foram divididos em dois subgrupos de acordo com o emprego ou não da ciclagem mecânica como etapa precedente ao ensaio de resistência à flexão biaxial.

Para a realização de ciclagem mecânica dos materiais cerâmicos foi utilizada uma máquina de cilclagem mecânica desenvolvida para simular as

forças mecânicas geradas durante o ciclo mastigatório.

Os corpos-de-prova foram apoiados em um dispositivo de base metálica (Figura 3), que possui a fixação de três esferas de 3,2mm de diâmetro e equidistantes entre si, com 10mm entre os centros das mesmas, formando um plano. Uma haste superior, com ponta de diâmetro de 1,6mm, foi fixada na pinça, para que esta induzisse os impulsos de carga de 50N por 20000 vezes, com frequência de 1 ciclo por segundo. O dispositivo para o ensaio foi apoiado na base da máquina. Nesta, havia um termostato para que o teste pudesse ser realizado em meio aquoso, à temperatura constante de 37°C.

Foi submetido à ciclagem mecânica um grupo de cada material, antes do ensaio mecânico propriamente dito. Sendo assim, quarenta corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à flexão no dispositivo citado anteriormente em uma máquina universal Instron 4301, com célula de carga de 5kN, com velocidade constante de 1mm por minuto, até que houvesse a fratura das cerâmicas.

Após a fratura dos corpos-de-prova cerâmicos, os dados colhidos foram calculados pela fórmula aplicada para a resistência à flexão biaxial, recomendada pela norma 6872 (ISO)⁷.



FIGURA 2 - Sistema operacional da máquina de ciclagem mecânica.

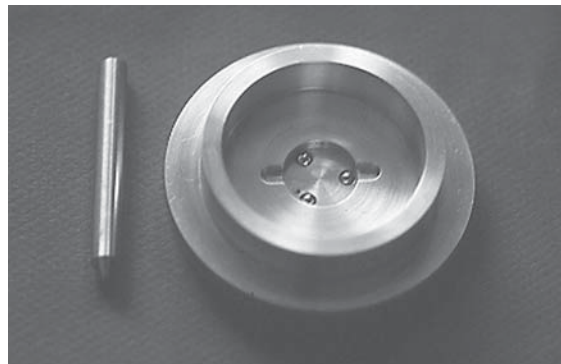


FIGURA 3 - Dispositivo utilizado para teste de resistência biaxial e ciclagem mecânica.

RESULTADOS

Com a finalidade de analisar a existência de diferenças significativas entre as forças máximas de tensão (em MPa) aplicadas em duas cerâmicas distintas, considerando um grupo com e outro sem ciclagem mecânica, fez-se necessário utilizar a Análise de Variância (ANOVA) de dois fatores, adotando-se o nível de significância de 5%. Neste caso, os dois fatores foram: tipo de cerâmica e ciclagem mecânica. Devido à existência de repetições das condições experimentais, foi possível avaliar também a presença de interação entre os fatores.

Na Tabela 1 e na Figura 4 estão apresentados os valores das médias e dos respectivos desvios padrões correspondentes às condições experimentais mencionadas.

Na Análise de Variância de dois fatores ANOVA, cujos resultados estão apresentados na Tabela 2, foi constatado que o fator cerâmica foi estatisticamente significante. No entanto, o fator ciclagem mecânica, bem como para a interação entre as variáveis não foi possível rejeitar a hipótese de igualdade. Assim, independentemente do tipo de cerâmica, não houve diferença entre os grupos sem e com ciclagem, com médias de 571,80MPa e 544,11MPa, respectivamente.

Tabela 1 - Média e desvio padrão dos dados (em MPa) referentes às quatro condições experimentais

Cerâmicas	com ciclagem	Sem ciclagem
Procera	630,39 a A	647,16 a A
In-Ceram Zircônia	457,83 b A	496,45 b A

Comparação em linha (maiúscula) e coluna (minúscula).

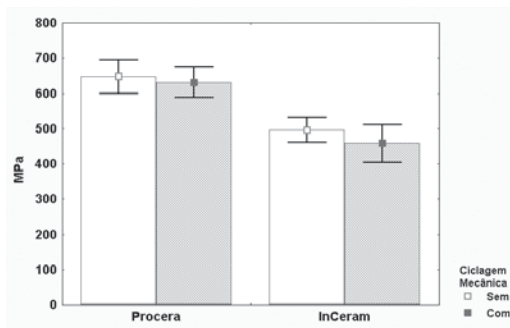


FIGURA 4 - Gráfico dos valores médios das forças máximas de tensão (em MPa) para as diferentes cerâmicas.

Em virtude de dois tipos de cerâmicas terem sido ensaiadas, houve a necessidade de aplicar o teste de Tukey a 5% para verificar quais médias diferenciaram-se significativamente entre si. Considerando apenas as cerâmicas testadas no experimento, foi verificado, que as duas cerâmicas diferenciaram-se entre si significativamente. As médias obtidas foram de 638,77 para o Procera AllCeram e 477,14MPa para o In-Ceram Zircônia.

Quando da análise simultânea dos fatores ciclagem mecânica e cerâmica, pelo teste de Tukey (5%), pôde-se verificar que não houve diferenças estatisticamente significantes entre as médias dos grupos Procera AllCeram/sem ciclagem (647,16MPa) e Procera AllCeram/com ciclagem (630,39MPa), assim como para os grupos In-Ceram Zircônia/sem ciclagem (496,45MPa) e In-Ceram Zircônia/com ciclagem (457,83).

Tabela 2 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	Razão F	Probabilidade P
Cerâmica	261268	1	261268	126,60	0,0000*
Ciclagem	7669,58	1	7669,58	3,72	0,0618
Cerâm X Cicl.	1193,77	1	1193,77	0,58	0,4519
Erro	74294,0	36	2063,72		
Total	344426	39			

DISCUSSÃO

A resistência mecânica dos materiais odontológicos vem sendo tema de diversos trabalhos de pesquisa. A preocupação reside no fato de que o ambiente bucal tem potencial para alterá-los físico-quimicamente. A presença da umidade e variação térmica fornece condições propícias para a ocorrência de degradação juntamente com esforços mecânicos repetitivos, que são fenômenos gerados durante o ciclo mastigatório. Tal ocorrência torna-se ainda mais crítica quando são utilizados materiais cerâmicos como opção restauradora devido, principalmente, à sua friabilidade e baixa resistência à flexão.

Myers et al.¹⁷ (1994) e White²⁷ (1993) constataram que as cerâmicas são materiais susceptíveis à fadiga, onde o acúmulo de danos micro-estruturais, durante a mastigação, pode levar à fratura. A maioria das falhas em restaurações cerâmicas estudadas com análise de fractografia quantitativa, apresentou trincas na superfície interna da região oclusal, onde a maior tensão foi aplicada durante o ciclo mastigatório (WISKOTT et al.²⁸, 1995).

A incidência de cargas intermitentes em um mesmo local pode induzir ‘a fadiga de materiais cerâmicos. Fairhurst et al.⁵ (1993) e Wiskott et al.²⁸ (1995), afirmaram que a falha por fadiga é explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de cargas. Com a reincidência de cargas, estas fusionam com fissuras pré-existentes, enfraquecendo o corpo do material. Desta forma, a fratura é resultante de ciclos de forças que excede a capacidade mecânica da porção íntegra do material remanescente.

O fator ciclagem mecânica nos materiais cerâmicos simula a situação clínica pelo desenvolvimento de cargas geradas durante o ciclo mastigatório induzindo o material a alterações estruturais pelo processo de fadiga e o possível aparecimento de trincas, que são responsáveis pelo enfraquecimento, e até mesmo à sua fratura, como declaram Fissore et al.⁶ (1991), Fairhurst et al.⁵ (1993), Myers et al.¹⁷ (1994), Wiskott et al.²⁸ (1995), White et al.²⁷ (1997), Correr Sobrinho et al.² (1998), Ohyama et al.¹⁸ (1999), Drummond et al.³ (2000) e Koutayas et al.¹³ (2000).

Como exemplo de ciclagem mecânica, pode-se citar autores como Drummond et al.³ (2000) que utilizaram estímulos mecânicos de 1000 ciclos, com carga inicial de 4Kg. Correr Sobrinho et al.² (1998) que submetem três grupos de cerâmicas à ciclagem mecânica em um regime de 10000 ciclos, com cargas entre 20 e 300N, com frequência de 1Hz. Kheradmandan et al.¹² (2001) onde verificaram que a ciclagem mecânica, com carga de 25N e com frequência de 1,3Hz, propiciou a fratura do material cerâmico com 40400 e 310000 ciclos. Entretanto, Ohyama et al.¹⁸ (1999) utilizaram carga máxima de 4,9N, com frequência de 20Hz, num total de 100000 ciclos. Constataram que a fratura pode ocorrer entre 1000 a 100000, e que entre 100 a 10000 há a formação de trincas. Sendo assim, como o objetivo deste trabalho foi a verificação da influência da ciclagem mecânica nas cerâmicas, sem que houvesse a fratura do corpo-de-prova, optou-se pela realização de 20000 ciclos e carga de 50N.

Para os materiais avaliados (Procera AllCeram e In-Ceram Zircônia), o fator ciclagem resultou na diminuição da resistência à flexão de 488,55MPa para 442,28MPa, sem significância estatística.

Nos estudos realizados por Myers et al.¹⁷ (1994) e Drummond et al.³ (2000) foram avaliadas as resistências à flexão em diferentes materiais cerâmicos que foram ou não submetidos a cargas cíclicas até a fratura, em meio seco e imersos em água. Concluíram que o efeito do teste, na presença de água, causou redução nas propriedades mecânicas e decréscimo na resistência à flexão.

Nos sistemas mais recentes de cerâmicas utilizadas como infra-estruturas de restaurações protéticas, as composições incluem diferentes mecanismos para minimizar a dissipação das forças geradas durante o ciclo mastigatório. Cada qual é constituído por partículas incorporadas à matriz, fazendo com que a energia incidida seja redirecionada em relação ao plano pelo qual ela segue, limitando a propagação de possíveis trincas (SEGHI & SORENSEN²⁰, 1995; OHYAMA et al.¹⁸, 1999).

As cerâmicas dentais avaliadas possuem microestrutura e comportamentos diferentes das porcelanas feldspáticas convencionais, as quais são basicamente constituídas de vidro. As falhas mais comumente encontradas nestas últimas devem-se à considerável presença da fase cristalina na matriz vítrea (MORENA et al.¹⁶, 1986).

O sistema Procera AllCeram consiste em um material à base de óxido de alumínio sinterizado, extremamente compacto, com processo de sinterização em alta temperatura. A compactação dos cristais promove alta resistência à flexão próxima a 687MPa (WAGNER & CHU²⁵, 1996) e ausência de porosidade. A média obtida neste estudo para a resistência à flexão, pelo método biaxial, sem ciclagem mecânica (647,16MPa) está próxima às médias obtidas por Zeng et al.²⁹, 1996 (634,5MPa), por Wagner & Chu²⁵, 1996 (687,0MPa), por Wen et al.²⁶, 1999 (472,0MPa) e por Esquivel-Upshaw et al.⁴, 2001 (323,4MPa) ressaltando-se que todos utilizaram o mesmo método para obtenção da resistência. Zeng et al.³⁰ (1998) empregou o método de anel sobre anel, obtendo, assim, 669,4MPa de resistência à flexão para o Procera AllCeram.

O sistema In-Ceram Zircônia possui 35% de cristais de zircônia, aumentando de forma significativa as suas propriedades mecânicas (MCLAREN & WHITE,¹⁵ 2000). Os cristais de zircônia possuem configuração tetragonal que, quando sob tensão, sofre transformação de sua fase para cristal monoclinico, gerando partículas de 3 a 5% maiores. O aumento volumétrico gera tensões locais de compressão entre os cristais da superfície, proporcionando maior resistência à propagação de trincas (MCLAREN & WHITE,¹⁵ 2000). No estudo realizado por Sorensen et al.²³ (1999) obteve-se resistência à flexão do In-Ceram Zircônia de 700,49MPa, valor superior ao encontrado neste trabalho, que foi de 496,45MPa para o grupo sem ciclagem e de 457,83MPa para o grupo com ciclagem mecânica.

De acordo com os resultados obtidos, as cerâmicas cicladas ou não mecanicamente atingiram médias de resistência à flexão, bastantes satisfatórias para a utilização clínica, haja vista que a Dental Association, Specification N° 69 (ADA) recomenda um valor mínimo de 100MPa de resistência à flexão para esta classe de material restaurador.

Apesar de estudos preliminares e resultados clínicos (SORENSEN et al.²⁴, 1991, Scherrer et al.¹⁹ e 1996) propiciarem a indicação destas cerâmicas, pesquisas serão necessárias para que se possa indicá-las com maior tranqüilidade, uma vez que se observou a redução da resistência à flexão, com a somatória de 20000 ciclos de estímulos mecânicos incididos. Contudo, somente o acompanhamento em longo prazo poderá determinar a longevidade destes materiais.

CONCLUSÕES

Com base nos resultados analisados e discutidos neste trabalho, foi possível concluir que:

- a) a ciclagem mecânica não diminuiu a resistência à flexão nas cerâmicas testadas;
- b) a resistência à flexão, pelo teste biaxial, foi maior para a cerâmica Procera AllCeram, seguido do sistema In-Ceram Zircônia com diferenças estatisticamente significantes.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the cyclic mechanical fatigue influence on ceramic materials using biaxial flexural strength. Forty specimens were fabricated to the final dimensions of approximated 15mm diameter and 1,2mm thickness of each ceramic material reinforced by different components: a) Procera AllCeram; b) In-

Ceram Zircônia. All of them followed the manufacturer's recommendations. The total amount of specimens were divided into two groups according to receiving or not cyclic (2000 cycles; load of 50N; wet environment at 37°C) loads, prior to fracture testing on an Instron machine. Data were statistically analyzed using ANOVA two-way test and results indicated that: I) cyclic mechanical fatigue did not induced significantly decreasing in biaxial flexural resistance; II) the average flexural strength of Procera AllCeram with and without cyclic mechanical were 647.16 ± 48.04 and 630.39 ± 43.05 in MPa, respectively. The flexural strength of In Ceram Zircônia with and without cyclic mechanical were 496.45 ± 35.65 and 457.43 ± 53.14 MPa statistically significantly.

UNITERMS

Ceramic; cyclic mechanical; flexural strength

REFERÊNCIAS

- Bottino MA, Quintas AF, Miyashita E, Giannini V. Materiais cerâmicos. In: -. Estética em reabilitação oral metal free. São Paulo: Artes Médicas, 2001. p.213-331.
- Correr Sobrinho L, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11(3): 255-62.
- Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000 May; 16:226-3.
- Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelain for all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 2001; 14(3):284-8.
- Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Twigg SW. Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. *Dent Mater* 1993 July.; 9:269-73..
- Fissore B, Nicholls JI, Yodelis RA. Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin. *J Prosthet Dent* 1991 Jan.;65(1):80-5.
- International Organization For Standardization, Dental ceramic: amendment 1, ISO 6872. Geneva: ISO, 1998.
- Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Kiyon LS. Restaurações metal free cerâmicas. In: Atualização em prótese dentária, procedimentos clínico e laboratorial, São Paulo: Santos, 2001. p.99-123.
- Itinoche M. K. et al. Cross microhardness analysis of alumina ceramic alter glass infiltration [abstract 1942]. *J Dent Res* 2002; 81 (sp. Issue): 252.
- Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996 Oct.; 27(10):701-6.
- Kern M, Knode H, Strub JR. The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int* 1991; 2(4):257-62.
- Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3 unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 2001 Apr.; 28(4):361-9.
- Koutayas SO, Kern M, Ferraresco F, Stub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000 May; 83(5):540-7.
- McLaren EA. All-Ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium* 1998 Mar; 19(3):307-25.
- McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technol* 2000: 63-76.
- Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 1986 Oct.; 65(7):993-7.
- Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue characteristics of a high strength porcelain. *Int J Prosthodont* 1994; 7(3):253-7.
- Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1999; 12(1):28-37.
- Scherrer SS; De Rijk WG; Besel UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont* 1996; 9(6):580-5.
- Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; 8(3):239-46.
- Smyd ES. The role of torque, torsion and bending in prosthodontic failures. *J Prosthet Dent* 1961; 11:95-111.
- Sorensen JA, Knode H, Torres TJ. In-Ceram, all-ceramic bridge technology. *Quintessence Dent Technol* 1992; (16):41-6.
- Sorensen JA, Mito WT, Chamberlain HT. Core ceramic flexural strength from water and reduced thickness [abstract 906]. *J Dent Res* 1999; 78 (sp. Issue):219.
- Sorensen JA, Kang SK, Roumanas E, Avera SP. Effect of preparation design on flexural strength of all-ceramic bridges [abstract 1642]. *J Dent Res* 1991, 70 (sp Issue) 471.
- Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76(2):140-4.
- Wen MY. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 1999; 12(6):534-41.
- White SN. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Dent Mater* 1993 July.; 9:260-4.
- Wiskott A, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995; 8(2):105-16.
- Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996; 9(5):434-9.
- Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core material in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998 Feb.; 11(2):183-9.

Recebido em:13/06/03
Aprovado em: 10/09/03

Rua Éden, 486
CEP- 05619-000
São Paulo – SP
marcoskoti@uol.com.br