

**UNIVERSIDADE DE UBERABA
DANILO OLIVEIRA DE SOUZA**

**EFEITOS DE CICLOS DE QUEIMA NA RESISTÊNCIA BIAXIAL,
MICRODUREZA VICKERS E MICROESTRUTURA DE UMA
CERÂMICA ODONTOLÓGICA À BASE DE DI-SILICATO DE LÍTIO**

UBERABA
2011

DANILO OLIVEIRA DE SOUZA

**EFEITOS DE CICLOS DE QUEIMA NA RESISTÊNCIA BIAxIAL,
MICRODUREZA VICKERS E MICROESTRUTURA DE UMA
CERÂMICA ODONTOLÓGICA À BASE DE DI-SILICATO DE LÍTIo**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia da Universidade de Uberaba, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Biomateriais.

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Antonio Borges

Uberaba – MG

2011

ii

DANILO OLIVEIRA DE SOUZA

**EFEITOS DE CICLOS DE QUEIMA NA RESISTÊNCIA BIAXIAL,
MICRODUREZA VICKERS E MICROESTRUTURA DE UMA
CERÂMICA ODONTOLÓGICA À BASE DE DI-SILICATO DE LÍTIO**

Orientador (a): _____

Prof. Dr. Gilberto Antonio Borges

Uberaba, ____/____/____

UBERABA – MG

2011

iii

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A UNIUBE pela disponibilização da estrutura para o desenvolvimento dos projetos.

Ao Prof. Dr. José Bento Alves, Coordenador do Programa de Mestrado em Odontologia.

A ESALQ (Escola Superior de Agricultura Luiz Aurélio de Queiroz) centro de microscopia da Universidade de São Paulo pela viabilização dos exames de Microscopia Eletrônica de Varredura.

Ao Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges com a sua força e perseverança auxiliou na minha formação científica.

Aos Profs. do Curso de Pós-Graduação em Mestrado que foram importantes na formação de todos os alunos, como exemplo de superação e competência.

Aos alunos de iniciação científica (Diego, Daniela) que foram parte integrante e determinante na execução deste trabalho científico.

Aos meus amigos de sala de aula (Mariana, Jordana, Mariana, Wellington e Renato)

A todos os funcionários do Programa de Mestrado, inclusive aos técnicos de laboratório que propiciaram a realização do experimento.

A todos os meus amigos, que indiretamente e de forma salutar me apoiaram para a finalização do trabalho.

DEDICATÓRIA

Ao senhor meu... nosso Deus. Que sempre esteve comigo nos momentos mais difíceis e alegres. A Nossa Senhora Aparecida que me sempre me protege e ilumina.

Meus pais, que foram co-responsáveis pela minha vida. Sendo um exemplo de luta, garra, amor e humildade.

Meus irmãos que com o amor e companheirismo sempre me deram força.

À minha Noiva, Francielle, que com amor e ternura me apoiou em todos os momentos de minha vida. Além de aguentar certos momentos de intolerância.

Ao Sr. Paulo Prata e a Sra. Maria Helena que me receberam como um filho. Jamais poderei descrever em palavras tudo que fizeram, serei eternamente grato. Muito Obrigado.

Ao Sr. Salim que com toda sua simplicidade e humildade sempre esteve disposto a nos buscar em São José do Rio Preto, e com o seu carinho provou que a verdadeira amizade pode ser sentida.

Ao meu amigo e brother Renato pela disponibilidade em sempre me ajudar, compartilhando os conhecimentos e compreendendo as minhas dificuldades.

As minhas amigas Flávia e Alessandra pela amizade e sempre dispostas em salvar algum problema no consultório.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência biaxial, microdureza Vickers e microestrutura de uma cerâmica à base de di-silicato de lítio após sucessivos ciclos de queima. Cento e cinco discos cerâmicos (IPS e.max[®]Press, Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) com dimensões finais de 16 mm (diâmetro) e 0,7 mm (espessura) foram confeccionados e polidos com lixas 360, 400, 600 e 1200. Após a primeira simulação de queima os discos foram divididos em sete grupos (n = 15): C: controle, sem queima adicional; 1Q: uma queima adicional, simulando a aplicação da massa dentinária em primeiro lugar; 2Q: segunda queima adicional, simulando o volume de dentina; 3Q: terceira queima adicional, simulando o esmalte cerâmico; 4Q: quarta queima adicional, simulando um efeito do material cerâmico; 5Q: quinta queima adicional, simulando a correção; 6Q: sexta queima adicional, simulando a mesma situação. Para a resistência biaxial, doze espécimes foram testados usando um anel de suporte de ensaio de resistência biaxial em uma máquina universal de ensaio (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil). Dois espécimes foram testados para microdureza Vickers com 500g de carga durante 15 segundos em um microdurômetro (MV, Shimadzu, Japão). Uma amostra representativa de cada grupo foi examinada por microscopia eletrônica (LEO 435 VP, Cambridge, Inglaterra). Os dados foram analisados estatisticamente usando o teste Kruskal-Wallis e post-hoc de Student Newman Keuls. Para o teste de resistência biaxial, não houve diferença estatística significativa entre os grupos (p <0,05). Para o teste de microdureza Vickers o grupo de queima 1, 3 e 6 não diferiram entre si, mas apresentaram menor número de dureza do que os demais grupos. As imagens de microscópio eletrônico mostraram mudanças em suas configurações de cristal a partir da terceira queima adicional em relação ao grupo controle. Os demais grupos não apresentaram quaisquer alterações nas configurações do cristal em relação ao controle. Dentro das limitações deste estudo foi possível concluir que após sucessivos ciclos de queima a resistência biaxial da cerâmica de di-silicato de lítio não foi afetada, todos os grupos apresentaram altos níveis de dureza e a configuração de cristal alterou depois do 3º ciclo.

Palavras-chaves: cerâmica, microdureza, múltiplas queimas.

ABSTRACT

The aim of this study was to test the hypothesis that biaxial strength, Vickers hardness number and microstructure of a di-silicate core ceramic will be affected by successive firing cycles of the porcelain layers. One hundred and five monolayer di-silicate based ceramic discs (IPS e.max[®]Press, Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) with final dimensions of 16 mm (diameter), 0.7 mm (thickness) were fabricated and finished with 360, 400, 600 and 1200 silicon carbide sandpapers. After the first layer simulation fire, the discs were divided into seven groups (n=15): C: control, without any additional firing; 1F: one additional firing simulating the application of the first dentin bulk; 2F: two additional firing, simulating the second dentin bulk; 3F: three additional firing, simulating the enamel ceramic; 4F: four additional firing, simulating an effect ceramic material; 5F: five additional firing, simulating correction; 6F: six additional firing, simulating the same situation then group 5F. For the flexural strength, twelve specimens were tested in flexure using a ring-on-ring biaxial flexure test fixture in a universal testing machine (EMIC, São José dos Pinhais, Brazil). The finished surface was placed in tension for all flexure test specimens. For the microhardness, two specimens were tested in an indenter (MV, Shimadzu, Japan) using a Vickers diamond tip under 0.5 g indentation load for 15 s. One representative specimens of each group were examined using electron microscopy (LEO 435 VP; Cambridge, England). The data were statistically analyzed using test Kruskal-Wallis and post-hoc Student Newman Keuls. For the flexural test, no statistical significant difference was seen among groups ($p < 0.05$). For the micro hardness test, the one firing, three firings and six firings groups did not differ from each other, but they showed lower hardness number than the remaining groups. The scanning electronic microscope images showed changes in their crystal configurations after three additional firings compared to the control group. The remaining groups did not present any changes in the crystal configurations compared to the control. Within the limitation this study is possible to conclude that by successive firing cycles: the flexural strength of a di-silicate core ceramic was not affect, all groups showed high Vickers hardness number and the crystal configuration was changed after four firing cycles.

Key words: dental ceramic, microhardness, multiple firing.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 PROPOSIÇÃO	12
3 CAPÍTULO ÚNICO	13
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	39
ANEXOS.....	44
ANEXO 1: MATERIAIS E MÉTODOS.....	44
ANEXO 2: ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	53
ANEXO 3: NORMAS PARA PUBLICAÇÃO.....	58

1 INTRODUÇÃO

A arte da tecnologia em cerâmica já era dominada pelos chineses desde o século X. Essa tecnologia chegou ao continente europeu apenas no século XVII, sendo conhecida por louças de mesas. Os europeus conseguiram descobrir o segredo dos chineses em 1717, que confeccionavam a cerâmica a partir de três elementos (caulim, sílica, feldspato). Depois de 1774 os franceses Duchateau e Chemant introduziram a arte das cerâmicas na Odontologia com o objetivo de melhorar a qualidade das próteses confeccionadas durante a época. (GOMES et al., 2008)

Em meados do século passado, Becker em 1956, indicou a utilização de uma infraestrutura metálica que tem a função de proporcionar resistência à cerâmica de cobertura. Essa modalidade de tratamento, desenvolvida por Abraham Weinstein (1950) *apud* (ANUSAVICE, 2003), tem sido utilizada até os dias atuais, porém possui desvantagens como possíveis corrosão e efeitos tóxicos das ligas de metais básicos, dificuldade em translucidez e a presença de cinta metálica.

Com o objetivo de eliminar os problemas estéticos, em 1965 Mclean e Hughes desenvolveram coroas de porcelanas puras, com a adição de alumina na fabricação de porcelana feldspática. Essas cerâmicas eram compostas de 40 a 50% de cristais de alumina, sendo indicadas somente em regiões anteriores devido a sua baixa resistência e alta opacidade.

A sociedade moderna tem exigido cada vez mais dos pesquisadores em Odontologia a utilização de materiais e técnicas que proporcione estética aliada à função. A utilização de cerâmicas odontológicas nas reabilitações orais tem sido amplamente utilizada pelos clínicos e estudiosos da área. Afinal, possuem características que mimetizam o elemento dental, tais como translucidez, fluorescência, opalescência, resistência a compressão, biocompatibilidade, estabilidade química, condutibilidade e coeficiente de expansão térmica similar ao do dente, além de suas propriedades distinguirem dos outros materiais principalmente por serem estruturas não-metálicas, inorgânicas e compostas por oxigênio com um ou mais elementos metálicos ou não metálicos (RILEY, 1977; SCHERER, et al.,1986; REKHSOON, 1979; PHILP; BRUKL, 1984; HSUEH; EVANS, 1985; CONWAY; MECHOLSKY, 1989; ANUSAVICE, 1989; van NOORT, 2002; ANUSAVICE, 2003; HERRGUTH et al., 2005; ATTIA et al., 2006).

Essas vantagens, juntamente com o advento da Odontologia adesiva, têm ampliado cada vez mais a indicação desses materiais nas reabilitações orais, porém as cerâmicas podem

falhar devido a limitações inerentes ao próprio material e erros do profissional. As principais falhas, apontadas por estudos são relacionadas à fraturas da cerâmica, problemas de confecção durante a etapa laboratorial e falhas durante o processo de cimentação (ANOKYE, 1989; LAWN&FULLER, 1984; LAWN, 1993; MAZURIN, 2007).

Ao longo dos anos diferentes composições e técnicas têm sido desenvolvidas com o intuito de melhorar as propriedades das cerâmicas odontológicas, podendo ser classificadas em: siliciosas (feldspática, leucita e dissilicato de lítio), à base de zircônia (policristais de zircônia estabilizados por ítrio) e à base de alumina (óxidos de alumínio) (JANDA et al., 2003).

Dessa forma, outros sistemas foram desenvolvidos sempre com a intenção de melhorar a resistência e a estética (SUAREZ et al., 2004; TASKONAK et al., 2005; TASKONAK; SERGOZ, 2006; MANGANI et al., 2007). A leucita foi o primeiro mineral adicionado a cerâmicas feldspáticas propiciando melhoria no coeficiente de expansão térmica. A fase cristalina da leucita ajudou na diminuição da propagação das fraturas. Cerâmicas que possuem alto teor de leucita foram introduzidas no início da década de 80, como o sistema Empress e Optimal Pressable Glass (OPG) se destacando por serem sistemas prensados. Esses sistemas têm sido muito utilizados, devido ao fácil manuseio e por propiciar estética, porém ainda é possível encontrar fraturas principalmente em região posterior (KERN&THOMPSON, 1994).

Ainda nos anos 80, infra-estrutura cerâmica infundida por vidro foi desenvolvida através de uma combinação de 85% alumina sinterizada (Inceram). Esse sistema apresentou resistência flexural de 352 MPa, e com objetivo de aumentar a estética a empresa produziu alumina com spinel, dessa maneira a resistência flexural diminuiu. Na região posterior a VITA apresentou um produto composto por alumina e zircônia, proporcionando resistência flexural de 700 MPa (POTIKET et al., 2004).

Com o avanço tecnológico, no início dos anos 90 foi introduzido o sistema computadorizado CAD-CAM pela empresa Nobel Biocare. Esse sistema é caracterizado por 99% de alumina, sendo coberto por cerâmicas feldspáticas. Esta tecnologia foi um avanço na época, pois impulsionou a fabricação de cerâmicas de subestrutura composta por dióxido de zircônia que apresentavam resistência flexural acima das outras cerâmicas (HONDRUM, 1992; ATTIA et al., 2006; SPEAR&HOLLOWAY, 2008)

No final da década, foi introduzido o sistema IPS Empress II (Ivoclar) composto por dissilicato de lítio que apresenta resistência flexural acima das cerâmicas reforçadas por leucita, indicado para casos unitários e em regiões anteriores (HOLAND et al., 2000)

A utilização de sistemas prensados, como o Empress e Empress II tem apresentado resultados clínicos satisfatórios, porém outro sistema foi desenvolvido com a finalidade de buscar melhores resultados estético. O sistema cerâmico IPS e.max[®]Press é uma opção para os clínicos que favorece a estética uma vez que possibilita a confecção de subestrutura com diferentes graus de saturação e opacidade, além de propiciar um aspecto cromático uniforme ao final do tratamento (HOLAND et al., 2000).

Algumas falhas podem estar relacionadas com a temperatura de fusão, sendo que as cerâmicas podem ser classificadas também como alta, média, baixa e ultra-baixa fusão. A temperatura de fusão pode influenciar em algumas propriedades físicas e mecânicas e, em geral, as cerâmicas de alta fusão são mais resistentes à corrosão que as cerâmicas de baixa fusão, porém elas podem gerar maior desgaste no dente antagonista (MYERS, et al., 1994; ANUSAVICE, 2003). Outros fatores, como ambiente aquoso e exposição à soluções químicas, podem gerar estresse e degradação da superfície das cerâmicas ocasionando em um acúmulo de placa, desgaste da estrutura antagonista e promover alterações em regiões estéticas (HUYSMANS et al., 1992; DEHOFF & ANUSAVICE, 1989; CASTELLANI, 1994; SOBRINHO, et al., 1998; DONOVAN, 2008).

Ensaio que promovem a aplicação de testes mecânicos têm a intenção de avaliar os materiais e indicar a sua aplicação. A avaliação da resistência à flexão tem o objetivo de observar a deformação ocasionada através de tensões de tração, cisalhamento e compressão. Este teste é indicado para os materiais cerâmicos, pois simulam de modo mais aproximado as distribuições de tensões (CALLISTER, 2002). Ainda assim, os materiais cerâmicos são caracterizados pela sua dureza o que para a mecânica significa a sua capacidade de resistir à penetração a partir de uma carga aplicada por uma ponta fina de diamante. Para este estudo será empregado o teste de dureza Vickers que está relacionada com o limite de proporcionalidade e a resistência máxima de tração (DEHOFF; ANUSAVICE, 2004).

Considerando a inexistência de trabalhos científicos em que se tenha avaliado o efeito de sucessivas queimas de cerâmica de infra-estrutura frente à resistência flexural, análise da microdureza Vickers e alterações na microestrutura de um sistema cerâmico a base de dissilicato lítio, este estudo teve como objetivo verificar se inúmeras queimas poderiam prejudicar as propriedades mecânicas e micro-estruturais de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio, o que possibilita o levantamento das hipóteses nulas de que à resistência flexural, a microdureza Vickers e a configuração dos cristais não seriam afetadas pelos ciclos de queima.

2 PROPOSIÇÃO

Este experimento teve como objetivo avaliar o efeito de ciclos de queimas da subestrutura cerâmica na microdureza Vickers, resistência flexural e microestrutura de um sistema cerâmico a base de di-silicato de lítio.

3 CAPÍTULO ÚNICO

Effect of porcelain firing cycles on the bi-axial flexural strength, Vickers hardness number
and microstructure of a di-silicate based dental ceramic

Short title: Effect of firing cycles on di-silicate ceramic

Danilo de SOUZA¹, Parul AGARWAL², Marcos SHIMANO¹, Gilberto Antonio BORGES¹,
Ana Maria SPOHR³, Thiago Assunção VALENTINO¹, Daniela Cruz SOARES¹ Lourenço
CORRER-SOBRINHO⁴

1- Department of Dental Materials and Restorative Dentistry, University of Uberaba,
Uberaba, MG, Brazil.

2- Department of Restorative Dentistry, Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul,
Porto Alegre, RS, Brazil.

3- Department of Restorative Dentistry, Division of Prosthodontics, Indiana School of
Dentistry, Indiana, IN, USA.

4- Department of Dental Materials, Piracicaba Dental School, State University of Campinas,
Piracicaba, SP, Brazil.

Correspondence: Gilberto Antonio Borges, Av. Nene Sabino 1801, Room 2H-207, Zip Code: 38055500, Uberaba, MG, Brasil. Tel: +55-34-3319-8884. Fax: +55-34-3319-8852. e-mail: gilberto.borges@uniube.br.

SUMMARY

The aim of this study was to analyze the biaxial strength, Vickers hardness and microstructure of the di-silicate core ceramic IPS e.max[®]Press[®] (Ivoclar-Vivadent AG) after successive firing cycles. One hundred and five ceramic discs (16 mm diameter and 0.7 mm thickness) were finished with silicon carbide sandpapers. After the first layer simulation fire, the discs were divided into seven groups (n=13): C: control, without any additional firing; 1F: one additional firing; 2F: two additional firing; 3F: three additional firing; 4F: four additional firing; 5F: five additional firing; 6F: six additional firing. Specimens were tested in flexure using a ring-on-ring biaxial flexure test fixture in a universal testing machine. Vickers hardness was obtained in two specimens per group. Representative specimens of each group were examined using electron microscopy. According to Kruskal-Wallis and Newman-Keuls ($\alpha=0.05$), there was no statistical significant difference among groups for the flexural strength ($p>0.05$). The Vickers hardness of 1F, 3F and 6F groups was statistically lower than the other groups ($p<0.05$). After three additional firings, the crystal configuration was changed. The flexural strength was not affected by the firings cycles; the Vickers hardness was affected only for 1F, 3F and 6F groups; a crystal alteration was observed after three firing cycles.

Key words: Dental ceramic, microhardness, multiple firing.

INTRODUCTION

Some desirable characteristics such as chemical stability, biocompatibility, high compressive strength, and a coefficient of thermal expansion similar to that of tooth structure make ceramic one of the best dental restorative materials (1). In addition, dental ceramics have esthetic properties that simulate the appearance of natural dentition (2); however, they are susceptible to fracture, which is a result of material characteristics, surface, and bulk defects (3,4).

Metal ceramics were introduced to enhance overall properties and achieve a long term clinical survival of the restoration (5); however; metal core reduces the translucency and adversely affects the esthetics of the restoration. Advanced ceramics with various crystalline phases and processing techniques have been developed to achieve greater strength and toughness and to avoid the use of metal core (6). Several strengthened ceramics have been developed and they differ in basic composition as well as chemical structure. One of the most known and used dental ceramic systems is the di-silicate based ceramic which was first introduced by Ivoclar-Vivadent in 1998 (7). However, this material underwent some modifications in 2005 to achieve more reliable and dynamic clinical applications with several color options (8).

Despite the extensive use of reinforced ceramic systems, some factors, such as micro-defects within the materials, improper design, high impact load, and fatigue, have been shown to cause intraoral ceramic fracture (9,10). Fatigue fracture is a form of failure that occurs in structures subjected to dynamic and fluctuating stresses (11). Under these conditions it is possible for cracks to propagate at a stress level considerably lower than the strength of the dental ceramic. Catastrophic fracture results from a final load that exceeds the load-bearing ability of the remaining sound portion of the material (11). The resistance of brittle materials to crack propagation is primarily influenced by surface flow and micro structural features.

All-ceramic dental materials, like any other ceramics, are inherently fragile in tension, and may be affected by microcracking, flaws, and defects that may be introduced during thermal treatment or fabrication procedures (12). Nevertheless, in order to fabricate an esthetically and functionally acceptable all-ceramic restoration multiple firing cycles may be required (12). By increasing the number of firing cycles, an undesired internal strain may be developed, which would compromise the mechanical properties as well as alter the hardness and microstructure of the ceramic.

IPS e.max[®]Press (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) was introduced in 2005 to enhance the material compared to IPS Empress 2, and that it also consists of a lithium-disilicate pressed glass ceramic, and it is claimed that physical properties are improved through a different firing process. Evaluate the flexural strength, and the microstructure could bring relevant information to the clinicians as well as researchers. Furthermore, the manufacturer indicates this system to use in inlay and onlays, and evaluate the microhardness seems important, because the restoration will be in direct contact with enamel, and the hardness plays an important role. Therefore, the aims of this study were to investigate the influence of porcelain firing cycles on the bi-axial flexural strength, Vickers hardness number and the microstructure of the IPS e.max[®]Press di-silicate base dental ceramic. The null hypothesis was that the number of firing does not affect the bi-axial strength, the microstructure and the Vickers hardness number.

MATERIALS AND METHODS

Preparation of Discs Ceramics

One hundred and five monolayer ceramic discs, pressed di-silicate based ceramic (IPS e.max[®]Press[®], Ivoclar-Vivadent AG) with final dimensions of 16 mm (diameter), 0.7 mm (thickness) were fabricated using the lost wax technique, and ingots were injected in a ceramic pressing furnace (EP 600, Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). After divestment, the ceramic discs were finished with 360, 400 and 600 silicon carbide sandpapers to standardize the dimensions. After that, one surface received an additional polishment with 800 with silicon carbide sandpaper. The final dimensions of the discs finished were 16 mm diameter and 0.7 mm thickness.

Multiple firing simulation of the veneer ceramic

At the beginning, all discs were once fired, simulating the temperature of the first ceramic (connective ceramic) that acts as a connector between the core and the veneer ceramic.

Groups formation

After the first layer simulation fire, the discs were divided into seven groups (n=15) as following:

- C: control, without any additional firing;
- 1F: one additional firing simulating the application of the first dentin bulk;
- 2F: two additional firing, simulating the second dentin bulk;
- 3F: three additional firing, simulating the enamel ceramic;
- 4F: four additional firing, simulating an effect ceramic material;

- 5F: five additional firing, simulating the enamel ceramic material that the technician could use, if any dimensional correction is needed;
- 6F: six additional firing, simulating the same situation then group 5F.

Flexural strength test

The flexural strength (σ_f) of the specimens ($n=12$) was determined following standard ASTM C 1499-03. Specimens were tested in flexure using a ring-on-ring biaxial flexure test fixture (Fig 1) with a 10.6mm support ring diameter (a) and a 4.6mm load ring diameter (b) (crosshead speed of 0.5mm/min) and a universal testing machine (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brazil). The finished surface was placed in tension for all flexure test specimens. A very thin (0.05mm) adhesive tape (Scotch® Magic™ Tape; 3M, St. Paul, MN, USA) was placed on the compressive surface to avoid unexpected stress concentration and to secure the fractured segments of the specimen during the fracture test. The flexural strength (σ_f) of each monolayer ceramic disc was calculated using the following equation:

$$\sigma_m = \frac{3P(1 + \nu)}{4\pi t^2} \left[1 + 2\ln(a/b) + \frac{(1 - \nu)}{(1 + \nu)} \left[1 - \frac{b^2}{2a^2} \right] \frac{a^2}{R^2} \right]$$

Where: P = load, t = disk thickness, a = radius of support circle, b = radius of uniform loading at center, R = radius of disk, and ν = Poisson's ratio (assumed to be 0.25).

Vickers hardness test

For the Vickers hardness measurement, two ceramic discs for each group were used. The ceramic disc specimens were cleaned in ultrasonic bath for 5 minutes. After carefully dried, the specimens were tested in a microhardness tester (MV, Shimadzu, Japan) using a Vickers diamond tip under 500 g indentation load for 15 s. Twenty indentations per specimen (totalizing 40 indentation per group) were obtained on the polished surface and the mean value of each specimen was calculated.

Scanning electron microscopy analysis

Representative specimens of each group were gold coated with a sputter coater (Balzers-SCD 050; Balzers Union Aktiengesellschaft Fürstentun, Liechtentein) for 180 seconds at 40 mA. They were then mounted on coded brass stubs and examined using scanning electron microscopy (SEM) (LEO 435 VP; Cambridge, England) operated at 20 Kv, by the same operator.

Statistics Analysis

The data were statistically analyzed using a nonparametric test (Kruskal-Wallis) for flexural strength and Vickers hardness by the fact that the data were not normal distributed. Statistical differences were evaluated using post-hoc test Student Newman-Keuls. All statistical testing was performed with $\alpha= 0.05$.

RESULTS

Flexural strength results

The effect of repeated firings on flexural strength did not show any statistical significant difference among groups ($p>0.05$), even though it can be seen that after four additional firings there was a tendency to decrease the flexural strength (Table 1).

Vickers hardness results

The Kruskal-Wallis test denoted significant differences ($p<0.05$). According to the post-hoc student Newman Keuls, Vickers hardness number of 1F, 3F and 6F groups was statistically lower than the other groups (Table 2).

SEM results

Representative SEM images of the Lithium di-silicate based ceramic are shown (Fig. 2 to 8). It can be seen that after three additional firings, the crystal configuration was changed with some small additional crystals compared to the control group.

DISCUSSION

Any ceramic restorative system must be fired to achieve the final restoration. This procedure can take several firing steps depending upon the type of restoration to be fabricated, and the number of additional corrections needed before the final restoration satisfies the esthetic and function requirements (14). In the consulted literature, no information was found regarding the influence of multiple firings on the final strength of di-silicate based ceramics. The present study evaluated the flexural strength, Vickers hardness number and crystal

characteristics of a di-silicate based ceramic core subjected to different number of firing procedure. The null hypothesis that the number of firing cycles does not affect the bi-axial strength of the ceramic was accepted. Even though there was a decrease in flexural strength after three firings, statistically no adverse effect was demonstrated. Albakry et al. (11) found that when di-silicate based material was recycled no adverse effect was demonstrated relating to the flexural strength. Even though the temperature of simulation carried on in the present study is different than the temperature of pressing, both did not influence the final strength. Thus, it could be assumed that the bulk structure is stable in a pretty larger variation of temperature and repeated cycles. Veneering and heat treatment of the same type of material did not affect the biaxial flexural strength (14) which also corroborates with the present research. On the other hand, the mean flexural strength for the IPS e.max[®]Press ceramic found in this study was higher than the mean flexural strength for the IPS Empress 2 material found by Cattell et al.(14). However, the present findings are in agreement with Höland et al. (15) and Albakry et al. (11) that the flexural strength for IPS Empress 2 is above 400 MPa. The disparity among different studies could be explained by the fact that different specimen preparation and test methodology were used. The cited studies evaluated the IPS Empress 2 material, which is di-silicate based, but the material studied in this research is a newer version of the same material. More studies need to be conducted to compare the e.max[®]Press with the IPS Empress 2 and confirm if the mechanical properties of the latest material was really improved.

The Vickers hardness number results showed significant difference among the groups and the null hypothesis was partially accepted. It is difficult to find a convincing explanation, maybe more is needed to learn the effect of increasing the number of firings on microhardness. However, from a clinical point of view, all groups presented high values compared to the microhardness number of the enamel, that is between 294 and 408 (17,18).

The enamel substrate is in direct contact to the restoration, during all the mandibular movements, and the results of all groups found in the present study would have potential to wear enamel. It has been published that pressable lithium di-silicate can be indicated for inlays, onlays, thin veneers, veneers, partial crowns, anterior and posterior crowns, 3-unit anterior bridges, 3-unit premolar bridges, telescope primary crowns, and implant superstructures (19). Thus, this kind of restoration should be carefully planned and the patient mastication and parafunctional habits should be considered in determining the application of the di-silicate ceramic.

Different investigations have been conducted about the lithium di-silicate ceramic crystal configuration and other crystalline phases (16-20), and basically these studies have shown pretty reliable information. However, as the manufacturer changed the material, launching it as a new brand name, and only few studies have been conducted about the newest material, an investigation in the microstructure can contribute to a better understanding of this material. The SEM images confirmed that the IPS e.max[®]Press ceramic is formed by the same structure that was contained in the IPS Empress 2, which was in accordance to the manufacturer's information. Moreover, the physical aspect of the di-silicate crystal did not suffer any significant changes for groups of two, three and four firings compared to the control group. However, the group with five and six additional firings showed small pores in the microstructure. It has been published that these pores could be precipitates of Li_3PO_4 which has approximately 0.-0.3 μm in diameter. This phase is present in the limit boundary between the glass matrix and the di-silicate crystal, and can be easily etched compared to the lithium di-silicate phase. After three additional firings an increase of lithium di-silicate crystal size could be seen. It has been shown that there are multiples nucleation sites within the crystal, and during the crystallization which occurs during the pressing process, could increase porosity and cracks during crystallization. The firing process is carried in a

temperature lower than the processing one, but the SEM images suggest that maybe after multiple firing, the same nucleation sites could result in dimensional changes of the crystal. However, according to the results of this investigation and the parameters established, multiple firings up to six cycles did not reveal any negative effect, especially considering the flexural strength, which is very important, because it is not rare that a ceramic restoration undergoes several cycles in order to be functionally and esthetically acceptable. Although, how many firings could be carried to finish a restoration maybe was not responded by the present results, and as it can be seen a tendency of reduction in strength and changing in the microstructure; the results bring attention and special care if more firings are needed. Thus, more research is needed to investigate the effect of the number of firing cycles on the mechanical properties of s lithium di-silicate-reinforced glass ceramic. Within the limitations of the present study, it can be concluded that multiple firing cycles did not affect the biaxial flexural strength of the IPS e.max[®]Press ceramic, that all groups showed high Vickers hardness number, and that the crystal configuration was changed after three firing cycles.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência biaxial, microdureza Vickers e microestrutura da cerâmica de di-silicato de lítio IPS e.max[®]Press (Ivoclar-Vivadent) após sucessivos ciclos de queima. Cento e cinco discos cerâmicos com 16 mm de diâmetro e 0,7 mm de espessura foram polidos com lixas de carboeto de silício. Após a primeira simulação de queima os discos foram divididos em sete grupos (n=13): C: controle, sem queima adicional; 1Q: uma queima adicional; 2Q: segunda queima adicional; 3Q: terceira queima adicional; 4Q: quarta queima adicional; 5Q: quinta queima adicional; 6Q: sexta queima adicional. Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência biaxial em máquina de ensaio universal. Microdureza Vickers foi realizada em duas amostras por grupo. Representantes de cada grupo foram examinados em MEV. De acordo com Kruskal-Wallis e Newman-Keuls ($\alpha=0,05$), não houve diferença estatística significativa entre os grupos para a resistência biaxial ($p>0,05$). A microdureza Vickers dos grupos 1Q, 3Q e 6Q foi estatisticamente inferior aos outros grupos ($p<0,05$). Após três queimas adicionais, houve alteração dos cristais. A resistência biaxial não foi afetada pelos ciclos de queima; a microdureza Vickers foi afetada apenas para os grupos 1Q, 3Q e 6Q; alteração cristalina foi observada após quatro três ciclos de queima.

Palavras-chave: Cerâmica dental, microdureza, múltiplas queimas.

ACKNOWLEDGMENTS

This investigation was supported by a research grant from University of Uberaba, Brazil.

REFERENCES

1. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 1993;124:72-74,76-78,80-84.
2. McLean J W, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251-267.
3. McLean JW. Ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J* 1988;164:310.
4. Brecker SC. Porcelain baked to gold-a new medium in prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1956; 6:801-810.
5. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-865.
6. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(1 Suppl):14S-21S.
7. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404.
8. Smyd ES. The role of torque, torsion and bending in prosthodontics failures. *J Prosthet Dent* 1961;11:95-111.
9. Zhang Y, Lawn B. Competing damage modes in all-ceramic crowns: fatigue and lifetime. *Key Eng Mater* 2005;17:697-700.
10. Callister William D Jr. *Materials Science and Engineering: An Introduction*. 7th ed. New Jersey: John Wiley & Sons; 2002
11. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont* 2004;3:141-149.

12. Nagasawa S, Yoshida T, Misogushi T, Terashima N, Kamijyo K, Ito M, Oshida Y. Effects of Repeated Baking on the Mechanical and Physical Properties of Metal-Ceramic Systems. *Dental materials J* 2004; 23:136-145.
13. Rues S, Kröger E, Müller D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *J Dent* 2010;38:987-994.
14. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics. *J Dent* 1997;25:399-407.
15. 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.
16. Forss H, Seppä L, Lappalainen R. In vitro abrasion resistance and hardness of gl. ass-ionomer cements. *Dent Mater* 1991;7:36-39.
17. O'Brien WJ. *Dental Materials and their selection*. 4th ed. Illinois: Quintessence; 2008.
18. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent* 2010;22:332-341.
19. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. 2th ed. St. Louis: Mosby; 2002.
20. Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;89:479-488.

TABLES

Table 1 – Flexural strength and standard deviation of the groups.

Groups	Mean (MPa)	Standard deviation
Control	281.3858 A	100.9947
1 Firing	264.6650 A	88.9448
2 Firing	337.7900 A	128.8575
3 Firing	307.4150 A	71.1464
4 Firing	286.5042 A	113.4188
5 Firing	295.4375 A	91.5251
6 Firing	296.9817 A	97.8458
H=8.3690		
GI=6		

Capital letters denote significant difference according to Kruskal-Wallis and Newman-Keuls ($p < 0.05$).

Table 2- Vickers hardness (mean post, arithmetic mean and standard deviation) of the groups.

Groups	Mean Post	Aritmetic Mean	Standard deviation
4 Firing	178.7500 A	636.7750	28.9805
2 Firing	164.9595 A	634.3784	41.5688
5 Firing	161.0000 A	631.7750	63.0073
Control	154.5000 A	628.7250	38.1428
1 Firing	114.6625 B	610.6750	47.4436
3 Firing	104.3750 B	600.7500	47.3816
6 Firing	82.1622 B	587.4865	46.6700

H= 47.7094

G1=6

Capital letters denote significant difference according to Kruskal-Wallis and Newman-Keuls ($p < 0.05$).

FIGURE LEGENDS

Figure 1 - Design of testing fixture.

Figure 2 - SEM of control group (original magnification X25000).

Figure 3 - SEM of one additional firing group (original magnification X25000).

Figure 4 - SEM of two additional firings group (original magnification X25000).

Figure 5 - SEM of three additional firings group (original magnification X25000).

Figure 6 - SEM of four additional firings group (original magnification X25000).

Figure 7 - SEM of five additional firings group (original magnification X25000).

Figure 8 - SEM of six additional firings group (original magnification X25000).

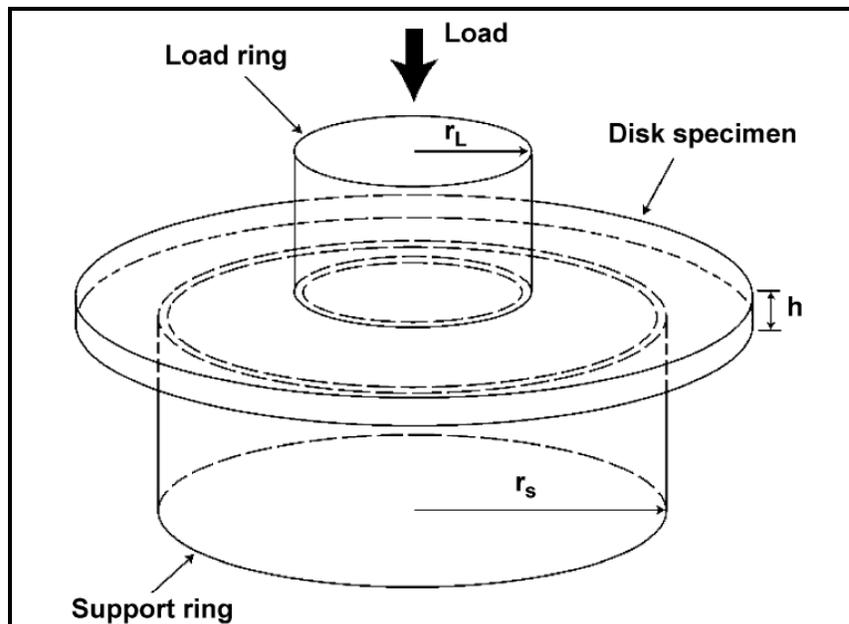


Figure 1 - Design of testing fixture.

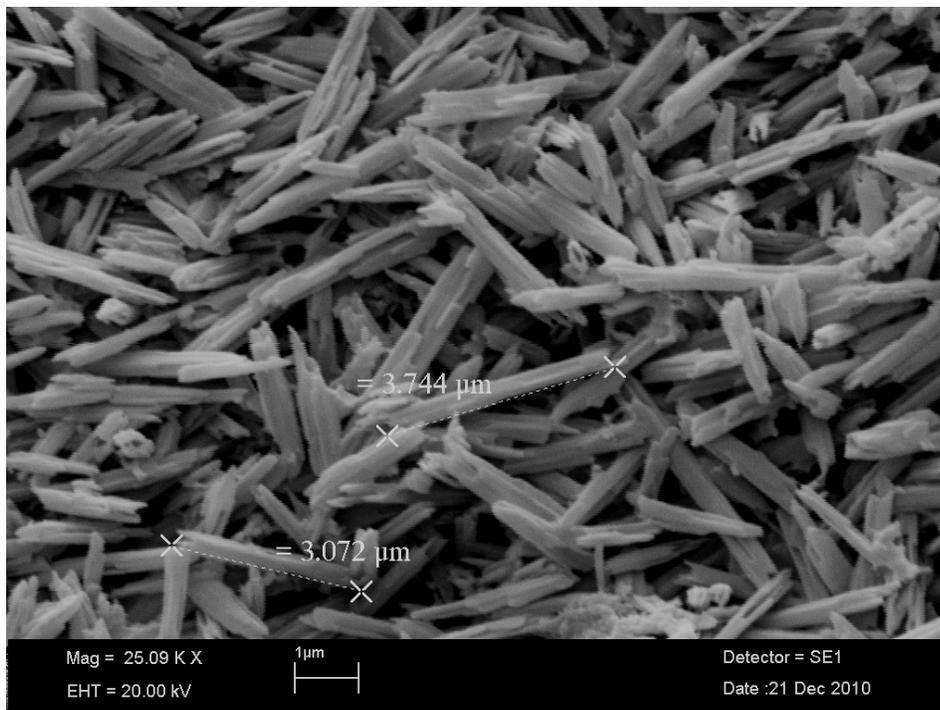


Figure 2 - SEM of control group (original magnification X25000).

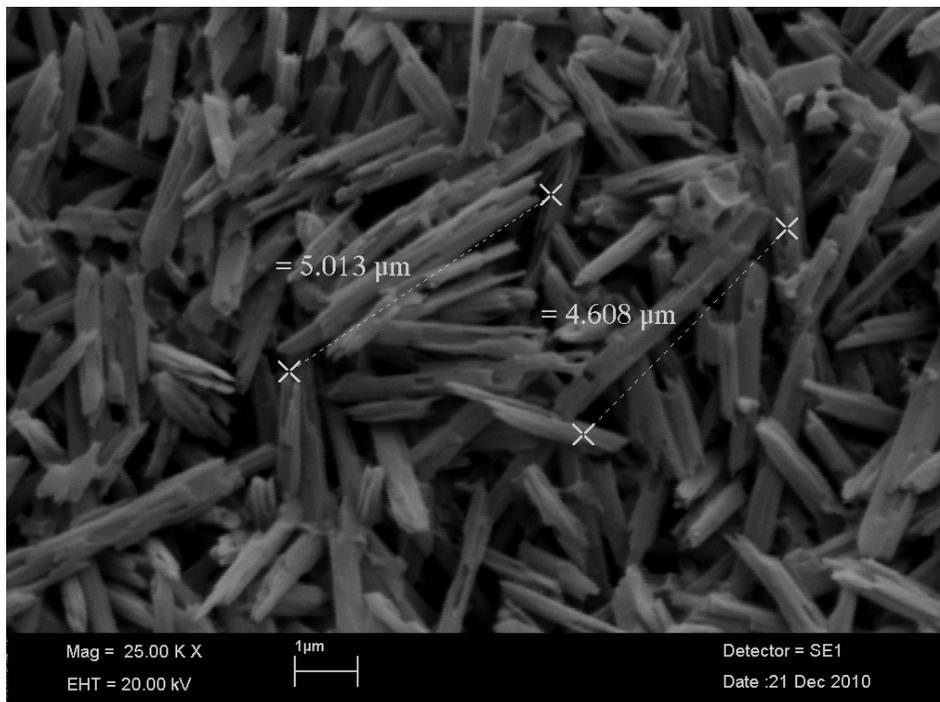


Figure 3 - SEM of one additional firing group (original magnification X25000).

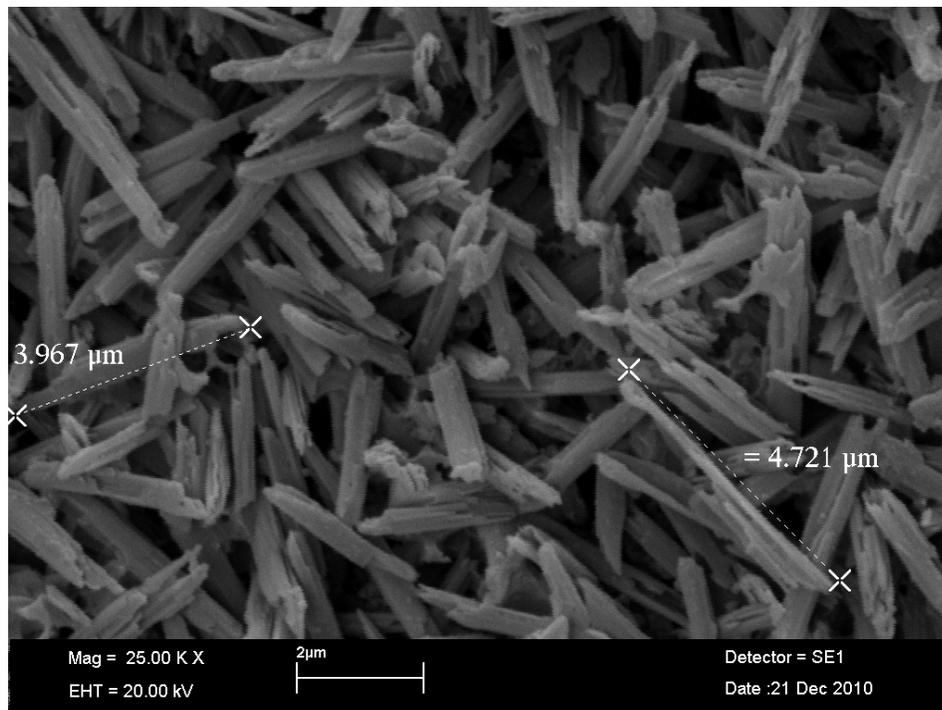


Figure 4 - SEM of two additional firings group (original magnification X25000).

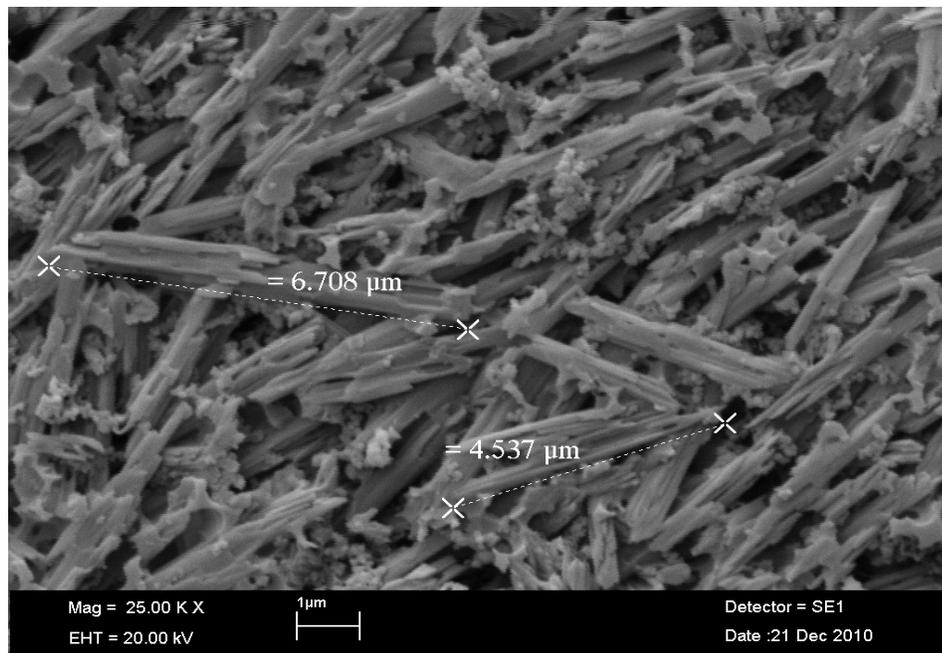


Figure 5 - SEM of three additional firings group (original magnification X25000).

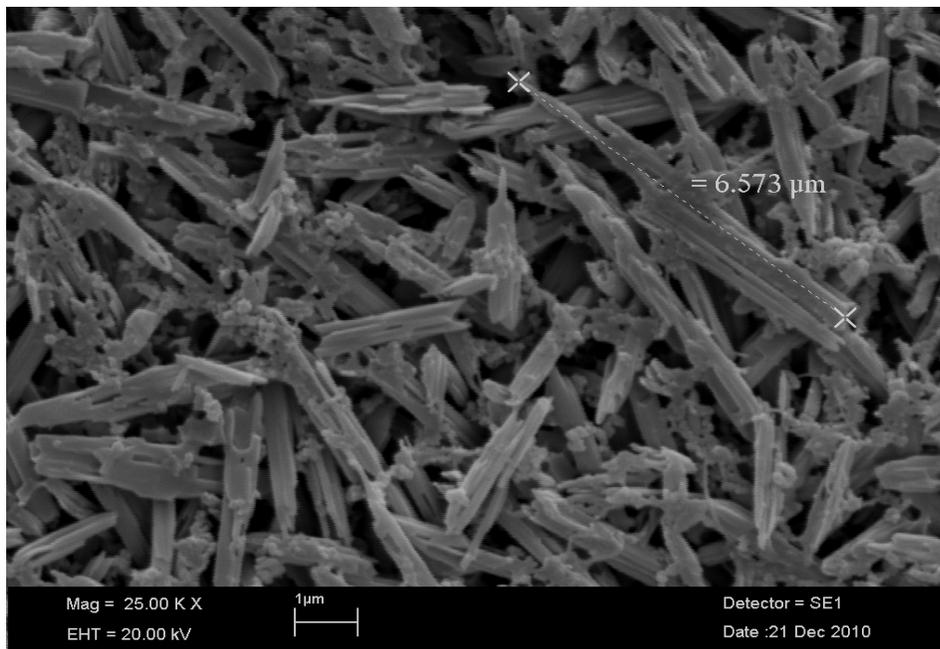


Figure 6 - SEM of four additional firings group (original magnification X25000).

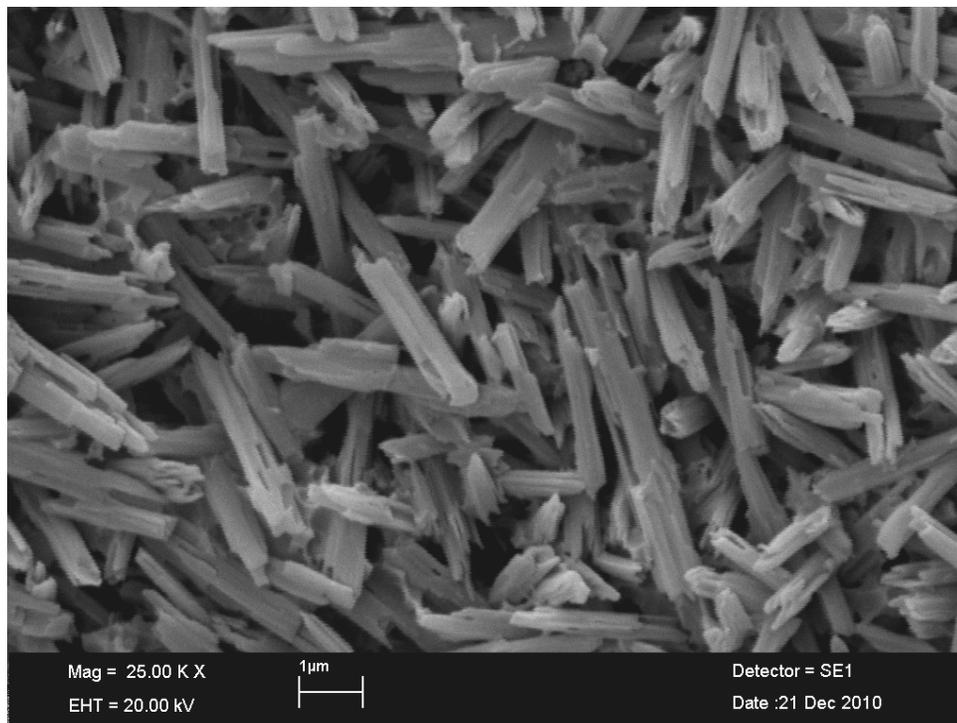


Figure 7 - SEM of five additional firings group (original magnification X25000).

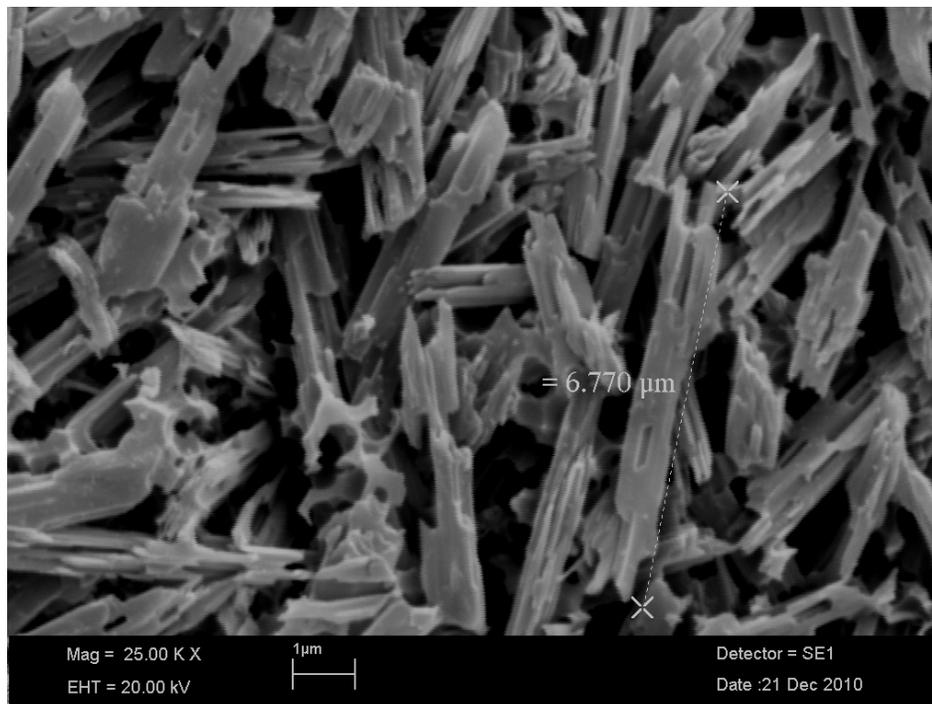


Figure 8 - SEM of six additional firings group (original magnification X25000).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M.V. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont.* v. 3, p. 141-149. sep. 2004.

ANOKYE, W. K. The effects of residual stress, processing and thermodynamic parameters on toughness of glass-metal seals. Dissertation, State College, PA: Penn State University. 1989.

ANUSAVICE, K. J. Quality evaluation of dental restorations: criteria for placement and replacement. In: Anusavice KJ. Chicago: Quintessence. p. 15–59. 1989.

ANUSAVICE, K. J. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc.* p. 124:72-74, 76-78, 80-84. 1993.

ANUSAVICE, K. J. Philips's Science of Dental Materials.ed. 11. Philadelphia: Saunders
ASTM International. C1499-03 standard test method for measurement of fracture toughness.
West Conshohocken, PA: American Society for Testing Materials. 2003.

ATTIA, A.; ABDELAZIZ, K. M.; FREITA, G. S., et al: Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*, v. 95, p. 117-123. 2006.

BORGES, G. A; SOPHR AM, DE GOES M.F; SOBRINHO, L. C.; CHAN, D. C. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* v. 89(5): p. 479-88. may. 2003.

BRECKER, S. C. Porcelain baked to gold-a new medium in prosthodontics. *J Prosthet Dent* v.6, p. 801-810.1956.

CALLISTER WILLIAM, D. Jr. Materials Science and Engineering: An Introduction. ed. 6. Hoboken, NJ, John Wiley & Sons, p. 193-220. 2002.

CASTELLANI, D.; BACCETTI, T.; GIOVANNONI A. et al. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, v.7, p. 149-154. 1994.

CATTELL, M. J.; CLARKE, R. L.; LYNCH, E. J. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics. Part I. *J Dent.* v. 25, p. 399-407. 1997.

CONWAY, J. C.; MECHOLSKY, Jr. J. J. Use of crack branching data for measuring near surface residual stresses in tempered glass. *J Am Ceram Soc*, v. 72, p. 1584–7. 1989.

CONRAD, H. J.; SEONG, W. J.; PESUN, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. v. 98, n. (5): p.389-404. Review. nov. 2007.

DEHOFF, P. H.; ANUSAVICE, K. J. Effect of visco-elastic behavior on stress development in a metal–ceramic system. *J Dent Res*, v. 68, p. 1223–30. 1989.

DEHOFF, P. H.; ANUSAVICE, K. J. Creep functions of dental ceramics measured in a eambending viscometer. *Dent Mater*, v. 20, p. 297–304. 2004.

DONOVAN, T. E. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 139 Suppl:14S-18S. sep. 2008. Review.

FORSS, H.; SEPPÄ, L.; LAPPALAINEN, R. In vitro abrasion resistance and hardness of gl. ass-ionomer cements. *Dent Mater*. v. 7(1): p. 36-39. Jan. 1991

GIORDANO, R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*. p. 137(1 Suppl):14S-21S. 2006.

GOMES, E. A.; ASSUNÇÃO, W. A.; ROCHA, E. P.; SANTOS, P. H. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica*, v. 54, p. 319-325. 2008.

HERRGUTH, M.; WICHMANN, M.; REICH, S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. *J Oral Rehabil*, v. 32, p. 747-752. 2005.

HOLAND, W.; SCHWEIGER, M.; FRANK, M. et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, v. 53, p. 297-303. 2000.

HONDRUM, S. O. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, v. 67, p. 859-865. 1992.

HSUEH, C. W.; EVANS, A. G. Residual stress in metal-ceramic bonded strips. *J Am Ceram Soc*, v. 68, p. 241–248. 1985.

HUYSMANS, M. C.; VAN DER VARST, P. G.; SCHAFER, R. et al. Fatigue behavior of direct post-and-core-restored premolars. *J Dent Res*, v. 71, p. 1145-1150. 1992.

JANDA, R.; ROULET, J. F.; WULF, M.; TILLER, H. J. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater*, v. 19, n. 6, p. 567-73. sep. 2003.

KERN, M.; THOMPSON, V. P. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*, v. 71, p. 453-461. 1994.

LAWN, B. R.; FULLER, E. R. Measurement of thin-layer surface stresses by indentation fracture. *J Mater Sci*, v. 19, p. 4061-7. 1984.

LAWN, B. R. *Fracture of brittle solids*. 2 ed. Cambridge: Cambridge University Press. p. 194-306. 1993.

MANGANI, F.; CERUTTI, A.; PUTIGNANO, A.; BOLLERO, R.; MADINI, L. Clinical approach to anterior adhesive restorations using resin composite veneers. *Eur J Esthet Dent*, v. 2, n. 2, p. 188-209. 2007.

MAZURIN, O.V. Problems of compatibility of the values of glass transition temperatures published in the world literature. *Glass Phys Chem*, v. 33, p. 22-36. 2007.

MCLEAN, J. W. Ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J*, p. 164:310. 1988.

MCLEAN, J. W.; HUGHES, T. H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, v. 119, p. 251-267. 1965.

MYERS, M. L.; ERGLE, J. W.; FAIRHURST, C. W., et al. Fatigue characteristics of a high-strength porcelain. *Int J Prosthodont*, v. 7, p. 253-257. 1994.

NAGASAWA, S.; YOSHIDA, T.; MISOGUSHI, T.; TERASHIMA, N.; KAMIJYO, K.; ITO, M.; OSHIDA, Y. Effects of Repeated Baking on the Mechanical and Physical Properties of Metal-Ceramic Systems. *Dental materials J*. v. 23(2): p. 136-145. 2004

O'BRIEN, W. J. *Dental Materials and their selection*. 4 ed. Hanover Park, IL, Quintessence books; 2008.

PHILP G. K.; BRUKL, C. E. Compressive strengths of conventional, twin foil, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v. 52, p. 215-220. 1984.

POTIKET, N.; CHICHE, G.; FINGER, I.M. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, v.92, p.491-495. 2004.

REKHSOON, S. M. Annealing of glass-metal and glass-ceramic seals. Part 1: Theory. *Glass Technol*, v. 20, p. 27-35. 1979.

RILEY, E. J. Ceramo-metal restoration. State of the science. *Dent Clin North Am*, v. 21, p.669-682. 1977.

RITTER, R. G. Multifunctional uses of a novel ceramic-Lithium disilicate. *Journal compilation*. p. 332-341. 2010.

RUES, S.; KRÖGER, E.; MÜLLER, D.; SCHMITTER, M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *J Dent*. Dec. v. 38(12): p. 987-94. Epub 2010 Aug 27. 2010.

SCHERER, G. W. *Relaxation in glass & composites*. 1 ed. New York: Wiley-Interscience Publication, p. 75-174. 1986.

SMYD, E. S. The role of torque, torsion and bending in prosthodontics failures. *J Prosthet Dent*, v. 11, p. 95-111. 1961.

SOBRINHO, L. C.; CATTELL, M. J.; GLOVER, R. H. et al: Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*, v. 11, p. 255-262. 1998.

SPEAR, F.; HOLLOWAY, J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc*, v. 139, Suppl. 19S-24S. sep. 2008.

SUAREZ, M. J.; LOZANO, J. F. L.; SALIDO, M. P.; MARTINEZ, F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, v. 17, p. 35-8. 2004.

TASKONAK, B.; MECHOLSKY, Jr. J. J.; ANUSAVICE, K. J. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, v. 26, p. 3235-41. 2005.

TASKONAK, B.; SERTGOZ, A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater*, v. 22, p. 1008-1013. 2006.

VAN NOORT, R. *Introduction to Dental Materials*. 2 ed. St. Louis, MO: Mosby, p. 201-214, 2002.

ZHANG Y, LAWN B. Competing damage modes in all-ceramic crowns: fatigue and lifetime. *Key Eng Mater*, v. 17, p. 697-700. 2005.

ANEXOS

ANEXO I: MATERIAIS E MÉTODOS

Quadro 1- Materiais utilizados para a pesquisa

Material ou Equipamento	Fabricante
Anel de Silicone	Ivoclar-Vivadent
Motor Elétrico Oxyker dry	Manfredi
Ultrassom	Bioart
Máquina de Ensaio Universal	EMIC
Microscópio Eletrônico de Varredura	LEO
Microdurômetro	Shimadzu
Forno Elétrico	EDG
Resina Dencrilay	Dencril
IPS. e.max [®] Press	Ivoclar Vivadent
Invex	Ivoclar Vivadent
Lixa de Carbetto de Sílicio	3M

Cento e cinco discos de resina acrílica calcináveis foram confeccionadas (Resina Dencrilay - Dencril[®], Pirassunuga, São Paulo) com dimensões finais de 16mm de diâmetro, 0.7mm de espessura (Figura 1 a,b e c).

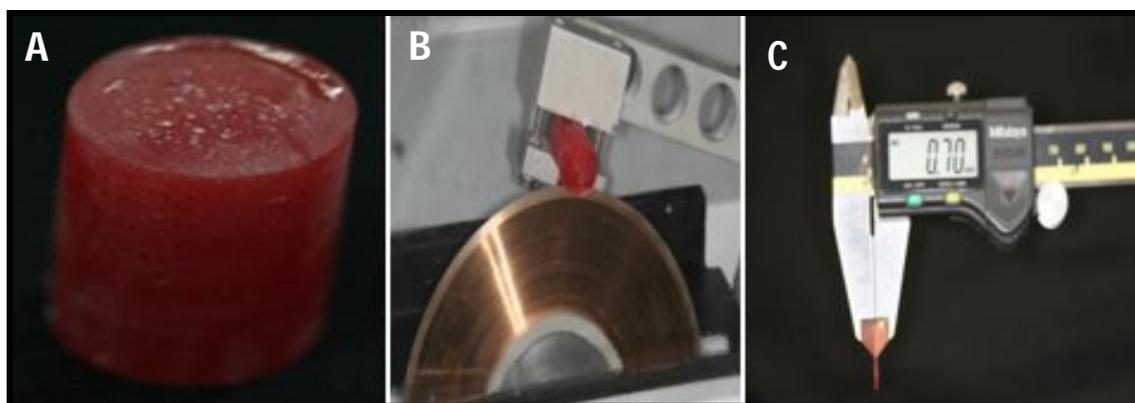


Figura 1. A. Bastão de resina confeccionado, B. Obtenção dos discos de resina e c. Verificação das dimensões dos discos..

Um formador do conduto de alimentação, com 3 mm de diâmetro x 8 mm de comprimento foi posicionado no centro do disco em cera. Em seguida, o conduto de cera foi fixado num conduto plástico com 12,2 mm de diâmetro por 30 mm de altura, de modo que, quatro a cinco corpos-de-prova foram posicionados no formador do conduto com uma

inclinação de 60° em relação ao plano horizontal. Posteriormente, esse formador de conduto é fixado numa base plástica plana formadora de cadinho, com 50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura (Figura 2 A). Um anel de silicone especial para o revestimento e-max (Ivoclar–Vivadent) foi posicionado na base (Figura 2 B).

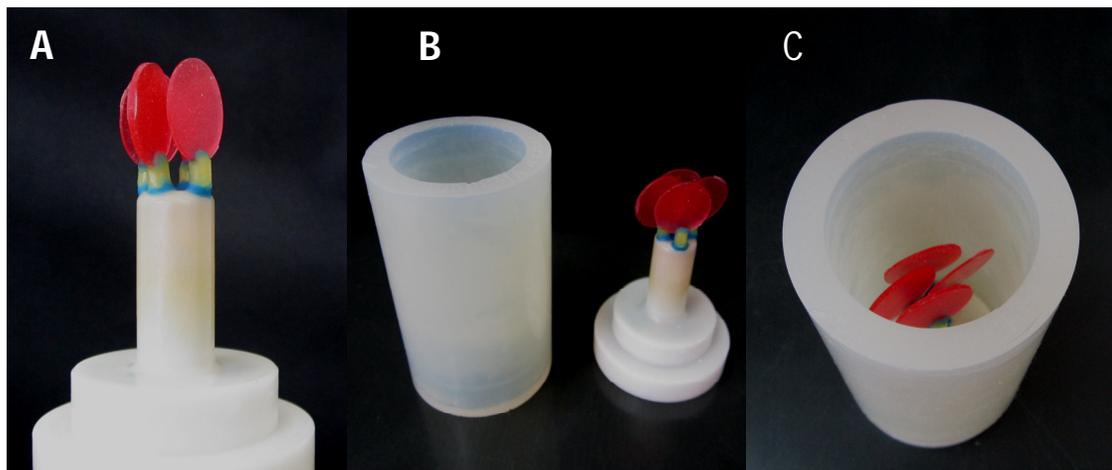


Figura 2. A. Discos posicionados no conformador de conduto, B. Anel e base com discos e C. Vista superior dos discos dentro do anel.

Os discos em resina acrílica foram incluídos com revestimento a base de fosfato e-max (Ivoclar-Vivadent), na porção de 100 gramas de pó x 18 mL de líquido (Ivoclar) e 9 mL de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo, por 60 segundos num espatulador Multivac 4 (Degussa Huls, Hannau, Germany). O anel de silicone forma uma superfície plana necessária para o preenchimento da cerâmica (Figura 2C). Após a presa do revestimento, o anel de silicone, o formador de conduto e as bases foram removidos. Em seguida, o bloco de revestimento juntamente com êmbolo de óxido de alumínio (12 mm de diâmetro x 37 mm de altura) foram levados ao forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles LTDA, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 3) e a confecção dos discos foi procedida da seguinte forma:

1 – A resina foi eliminada do bloco de revestimento utilizando um forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles LTDA, São Carlos) elevando a temperatura do forno em 3°C/min. Até 850°C e mantendo por 90 minutos (Figura 4 A);

2 – Em seguida, o bloco de revestimento foi removido do forno e imediatamente dois lingotes do sistema cerâmico e-max (Ivoclar-Vivadent) foram posicionados no conduto juntamente com o êmbolo de óxido de alumínio e levados ao forno EP 600 (Ivoclar-Vivadent), e mantidos por 20 minutos, à temperatura de 920°C. Decorrido esse tempo, foi aplicada uma

pressão de 4 bar, por 15 minutos. O tempo de manutenção, temperatura e a pressão são controlados pelo equipamento (Figura 4 B);

3 – Após o bloco de revestimento atingir a temperatura ambiente, o êmbolo de óxido de alumínio foi removido (Figuras 5 e 6) com auxílio de um disco de carbeto de silício, cortou-se o bloco de revestimento ao meio. Os discos foram desincluídos utilizando o aparelho (Oxyker Dry – Manfredi) com partículas de vidro com 50 micrometros de diâmetro sob pressão de 4 bar (Figura 7) para remoção bruta do revestimento próximo das amostras, seguindo da remoção do conduto de alimentação com disco de diamante e acabamento e polimento com lixas de carbeto de silício em ordem decrescente de 360, 400, 600 e 1200. (Figura 8, A, B e C).



Figura 3. Anel de revestimento após a presa do material.

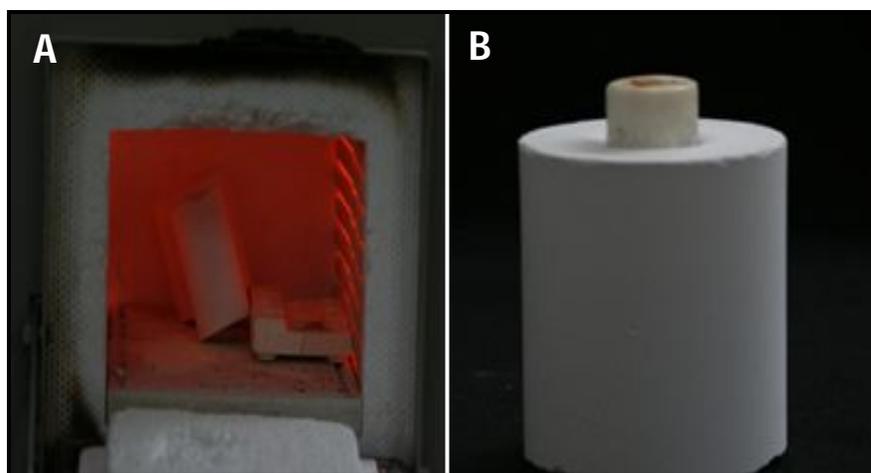


Figura 4. A. Anel de revestimento no interior do forno de eliminação de cera e B. Anel de revestimento após a prensagem com êmbolo de óxido de alumínio



Figura 5. Corte do anel de revestimento após resfriamento



Figura 6. Vista do anel de revestimento após corte e exposição do botão de prensagem.



Figura 7. Remoção do revestimento com jateamento de óxido de alumínio com pressão de 4 bar.

Após a obtenção dos discos do sistema cerâmico IPS e.max[®] Press (Ivoclar-Vivadent) a simulação da aplicação da cerâmica de estratificação foi realizada da seguinte forma: todos os discos foram levados ao forno de queima (EDG) e submetidos ao processo de sinterização do agente de união (primeira camada de cerâmica) apenas na superfície representativa à superfície externa de uma subestrutura, a qual receberia posteriormente a cerâmica de cobertura, ou glazeamento (Figura 9).

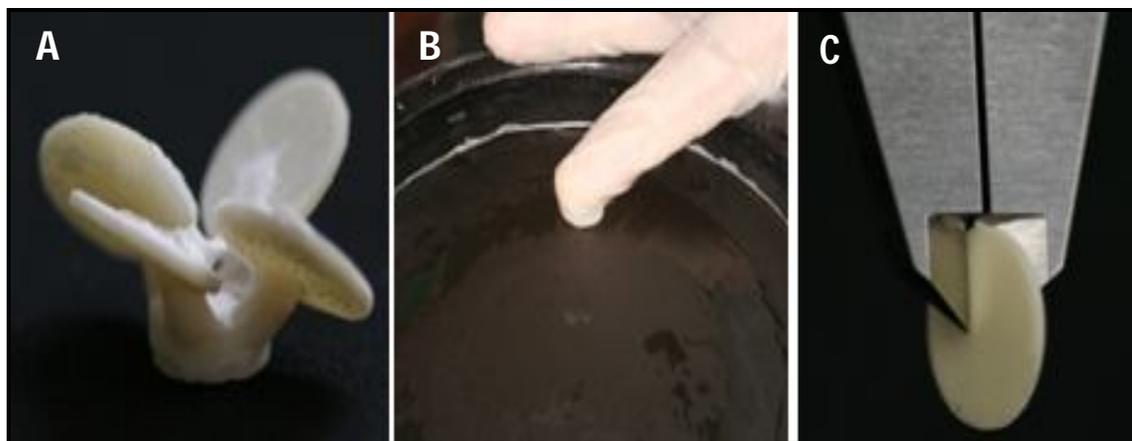


Figura 8. A. Discos desincluídos, B. processo de polimento e acabamento dos discos e C. aferição da espessura dos discos.



Figura 9. Simulação de queima da cerâmica de cobertura na subestrutura à base de di-silicato de lítio

Em seguida, os mesmos foram submetidos ao acabamento com ponta cilíndrica diamantada, limpos em ultrassom, seguidos de lavagem em água corrente e secos com jato de ar.

Foi realizada a simulação de queima de cerâmica de cobertura na subestrutura de cerâmica à base de di-silicato de lítio. Os discos foram divididos em 7 grupos, com 15 corpos de prova em cada grupo: 1) grupo controle (C), sem nenhuma queima adicional; 2) com apenas uma queima adicional (1Q); 3) duas queimas adicionais (2Q); 4) três queimas adicionais (3Q); 5) quatro queimas adicionais (4Q); 6) cinco queimas adicionais (5Q) e 7) seis queimas adicionais (6Q) (Tabela 1) e distribuídos da seguinte forma:

- 1- Doze discos de cada grupo foram separados para realização dos ensaios de resistência biaxial;
- 2- Dois discos de cada grupo foram separados para realização dos ensaios de microdureza;
- 3- Um disco de cada grupo foi preparado para análise da microestrutura.

Todos os procedimentos foram conduzidos juntamente com técnicos em prótese especializados e autorizados pelo fabricante de acordo com as recomendações

Tabela 1 - Divisão dos grupos de queima e a quantidade de discos com a temperatura de sinterização

GRUPOS	NÚMERO DE QUEIMAS ADICIONAIS	QUANTIDADE DE DISCOS	TEMPERATURA INICIAL DE QUEIMA	TEMPERATURA FINAL DE QUEIMA
Controle	0	15	450°C	750°C
1Q	1	15	450°C	750°C
2Q	2	15	450°C	750°C
3Q	3	15	450°C	750°C
4Q	4	15	450°C	750°C
5Q	5	15	450°C	750°C
6Q	6	15	450°C	750°C

Métodos de ensaios mecânicos

Determinação de tensões residuais usando fraturas mecânicas

A resistência flexural dos espécimes foi determinada seguindo padrão ASTM C1499-03. Os espécimes foram avaliados em flexão usando um suporte de teste de flexão biaxial anel-em-anel com um anel de suporte com um diâmetro de 10,6mm e um anel de carga com um diâmetro de 4,6mm e uma máquina de teste universal (Figura 10 A e B). A superfície preparada para receber a cobertura foi colocada em tensão de tração para todos os espécimes de teste de flexão. Uma camada muito fina de fita adesiva (0,05mm) foi colocada na superfície compressiva segurar os segmentos fraturados do espécime durante o teste de fratura (Figura 10 C).

A resistência à flexão dos espécimes (discos) foi calculada usando a equação abaixo para a resistência equibiaxial, de uma chapa circular descrita na norma ASTM C1499-03.

$$\Omega_m = 3P(1+\nu)/4\pi t^2 [1+2\ln(a/b)+(1-\nu)/(1+\nu)[1-b^2/2a^2]a^2/R^2]$$

P=carga; t=espessura do disco; a= raio do anel de suporte; b= raio da carga; R= raio do disco; ν = valor do coeficiente Poisson (0.25)

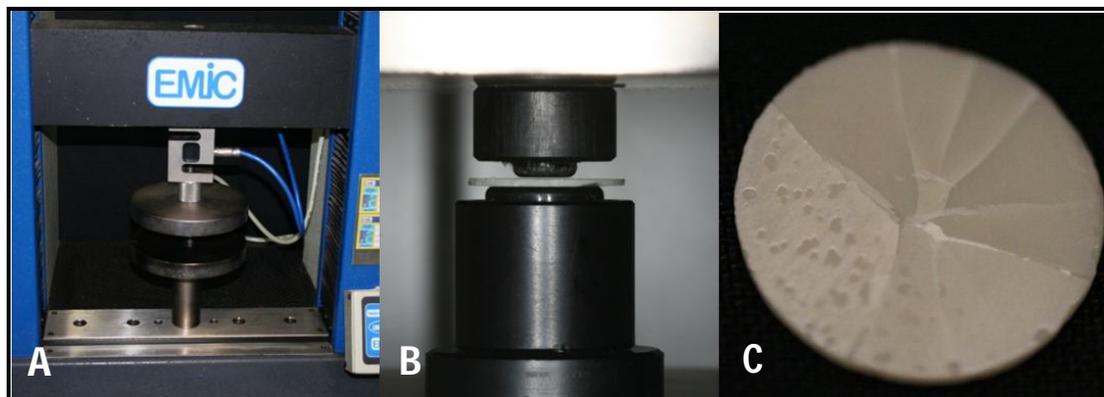


Figura 10. A. Máquina de ensaios mecânicos, B. Dispositivo de flexão com disco cerâmico em posição e C. Disco fraturado após o ensaio.

Avaliação da microdureza Vickers

Os ensaios de dureza Vickers foram efetuados no aparelho HMV-2 (Shimadzu) (Figura 11 A), calibrado com carga de 500 gf atuando por 15 segundos. Foram realizadas vinte penetrações em cada corpo-de-prova, totalizando 40 penetrações por grupo (Figura 11 B).

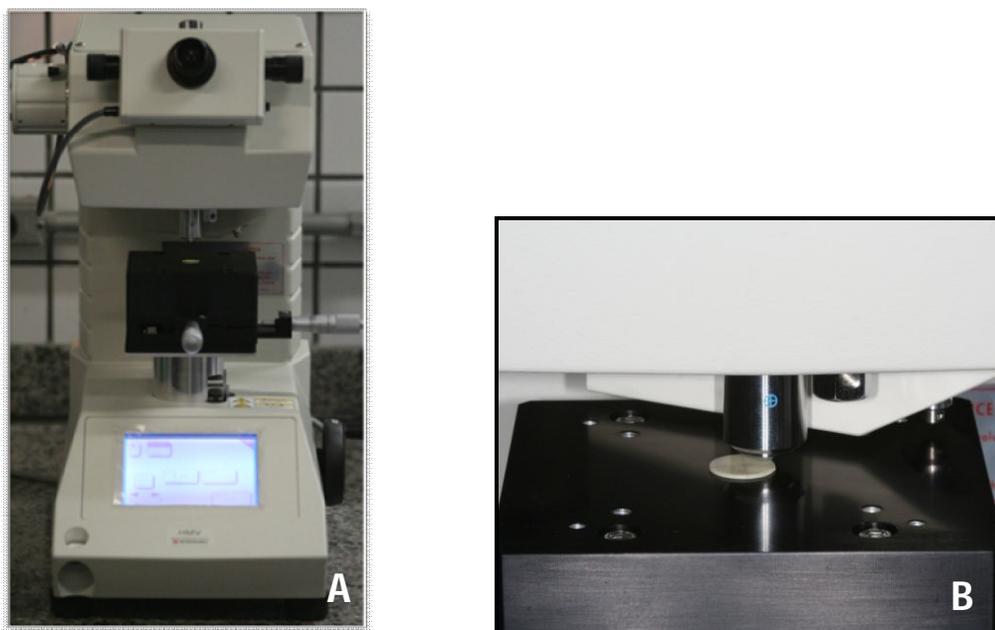


Figura 11. A. Imagem do aparelho Microdurômetro. B. Disco cerâmico sob ensaio de microdureza Vickers no aparelho microdurômetro.

Avaliação da microestrutura por exame em microscopia eletrônica de varredura

Espécimes representativos de cada grupo foram preparados para avaliação em microscópio eletrônico de varredura para verificar a configuração de distribuição cristalina em função das atividades de queima. As amostras foram cobertas com ouro em aparelho

apropriado (sputter coater: Balzers – SCD 050; Balzers Union Aktiengesellschaft Fürstentun, Liechteintein) por 180 segundos a 40 miliampères. Em seguida colocados em stubs e examinados em microscópio eletrônico de varredura (LEO 435 VP, Cambridge, England) operado com 20 kV, pelo mesmo operador.

ANEXO II – ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi realizada a estatística descritiva dos dados originais (Tabela 1) para dureza Vickers.

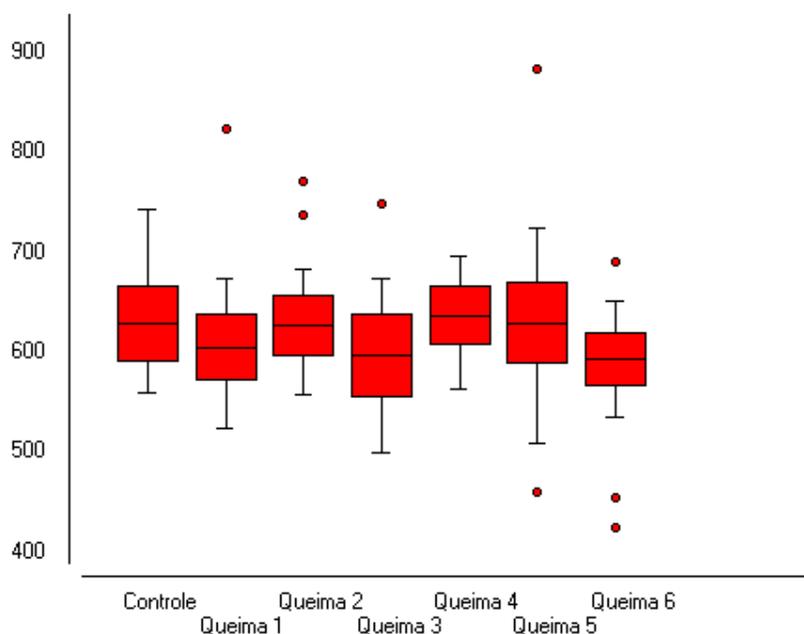
Tabela 1 – Dados originais para dureza Vickers expressos em HVN

Controle	Queima 1	Queima 2	Queima 3	Queima 4	Queima 5	Queima 6
621	646	659	632	657	620	616
608	626	678	610	647	596	625
617	596	683	598	630	621	596
645	523	639	624	608	613	581
610	619	647	651	618	635	614
676	638	637	622	624	622	568
559	599	638	669	697	618	558
601	640	593	645	607	630	424
716	587	597	655	608	628	564
638	561	607	582	655	663	584
616	604	675	606	649	460	604
585	572	614	614	610	592	590
657	653	738	561	634	623	590
570	615	642	614	619	624	580
670	599	629	623	642	618	575
622	624	647	623	643	564	652
621	674	596	606	578	664	535
606	549	557	545	619	666	691
633	558	771	580	611	635	581
683	580	620	605	637	625	455
620	644	643	625	594	658	561
587	607	626	749	676	509	570
623	616	618	605	652	884	582
744	582	605	626	611	648	579
582	569	618	621	564	656	587
608	618	585	579	649	705	614
611	587	616	499	634	630	647
665	578	580	564	673	630	618
631	618	627	576	655	724	612
624	639	610	674	671	677	617
627	611	650	554	683	660	563
651	823	664	500	651	616	577
605	629	651	637	610	688	607
665	608	631	551	646	576	618
632	600	574	563	661	574	584
621	559	644	600	627	646	595
664	585	663	577	638	603	623
663	666		567	631	579	
600	603		541	673	680	
572	622		557	679	611	

Tabela 2 – Média e desvio padrão para os grupos comparados para dureza Vickers (NDV)

	Média	Desvio padrão
Controle	628.7250	38.1428
Queima 1	610.6750	47.4436
Queima 2	634.3784	41.5688
Queima 3	600.7500	47.3816
Queima 4	636.7750	28.9805
Queima 5	631.7750	63.0073
Queima 6	587.4865	46.6700

O gráfico 1, mostra a distribuição média e o desvio padrão para os grupos analisados

**Gráfico 1** – Média, desvio padrão, máximo e mínimo para os grupos analisados

Observa-se valores discrepantes para os grupos de queima 1, queima 2, queima 3, queima 5 e queima 6. O desvio padrão com maior valor foi para o grupo queima 5.

Os valores originais foram submetidos ao teste de normalidade Shapiro-Wilk (Tabela 3)

Tabela 3 – Resultados do teste Shapiro-Wilk

	Controle	1Q	2Q	3Q	4Q	5Q	6Q
W =	0.9545	0.8457	0.9313	0.9690	0.9841	0.8739	0.8603
p =	0.1965	0.0092	0.0381	0.4485	0.8732	0.0095	0.0094

Observa-se que para $p \leq 0.05$ não normalidade dos dados. Portanto queima 1, queima 2, queima 5 e queima 6 denotaram curva não normal.

Pela teoria do limite central é lícito a utilização de teste paramétrico ANOVA, sendo a média considerada Gaussiana. Devido ao valor do desvio padrão do grupo queima 5 verificou-se a necessidade da utilização do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis (Tabela 4). Na tabela, os postos médios foram colocados em ordem decrescente de valores.

Tabela 4 – Resultados do teste Kruskal-Wallis e comparações pelo Método de Student Newman Keuls.

H- 47.7094	Gl. 6
Queima 4 (posto médio) = 178.7500	A
Queima 2 (posto médio) = 164.9595	A
Queima 5 (posto médio) = 161.0000	A
Controle (posto médio) = 154.5000	A
Queima 1 (posto médio) = 114.6625	B
Queima 3 (posto médio) = 104.3750	B
Queima 6 (posto médio) = 82.1622	B

Letras maiúsculas diferentes denotam diferenças significantes.

Os valores originais relativos à força de resistência flexural estão expressos na tabela 5.

Tabela 5 – Dados originais relativos à resistência flexural em MPa.

Controle	queima-1	queima-2	queima-3	queima-4	queima-5	queima-6
297.69	464.31	535.10	517.42	557.62	490.96	438.07
386.72	531.12	509.22	438.87	516.84	466.51	398.41
379.00	537.61	607.57	379.81	419.74	327.42	434.24
333.02	463.30	345.94	335.88	375.53	539.27	410.54
385.32	468.44	536.24	465.56	310.85	309.04	425.26
410.62	254.39	547.95	389.63	467.66	592.50	392.67
386.48	374.22	431.38	353.76	411.91	350.58	472.70
366.86	438.46	472.10	592.08	657.65	561.29	487.60
425.23	247.34	385.09	381.62	250.26	285.38	445.73
267.46	306.62	359.18	390.84	398.66	398.66	309.63
266.00		384.11		538.37	399.51	236.40
259.40				254.86	252.09	211.20

A tabela 6 mostra os valores médios e o desvio padrão de cada grupo

Tabela 6 - valores médios, em MPa e desvio padrão para cada grupo analisado.

	Média	Desvio Padrão
Controle	346.9833	59.8323
Queima 1	408.5810	107.2848
Queima 2	464.8982	88.6758
Queima 3	424.5470	80.0361
Queima 4	429.9958	124.4529
Queima 5	407.0150	118.2215
Queima 6	381.9000	98.1017

O gráfico 2 mostra a distribuição da média e desvio padrão dos grupos analisados.

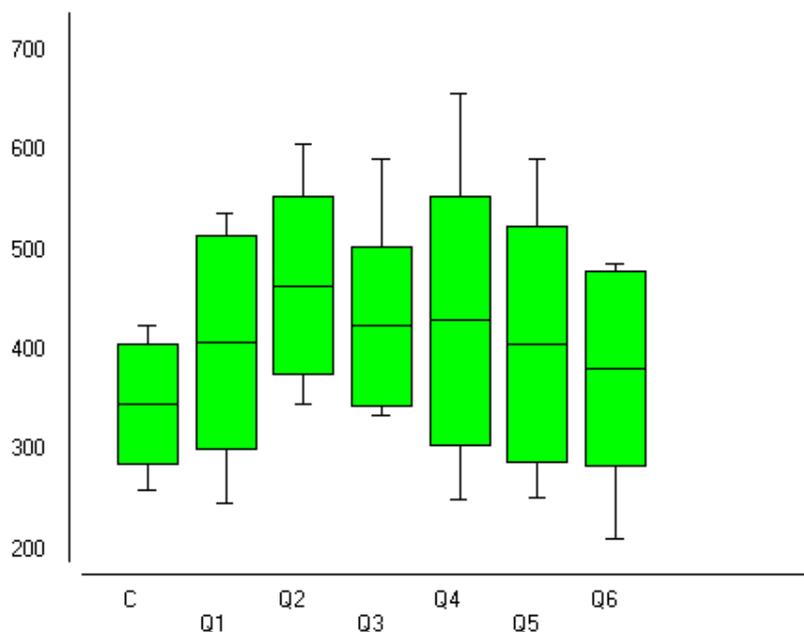


Gráfico 2 - Média, desvio padrão, máximo e mínimo para os grupos analisados de Resistência Flexural.

Foi aplicado o teste de normalidade Shapiro-Wilk e os resultados estão expressos na tabela 7.

Tabela 7 – Resultados do teste de normalidade Shapiro-Wilk.

	Controle	1Q	2Q	3Q	4Q	5Q	6Q
W =	0.8799	0.8940	0.9294	0.8884	0.9681	0.9157	0.8060
p =	0.0935	0.2450	0.4340	0.2122	0.8345	0.3183	0.0105

O grupo queima 6 mostrou não normalidade, permitindo a adoção de teste não paramétrico Kruskal-Wallis (Tabela 8).

Tabela 8 – Resultados do teste Kruskal-Wallis

H =	8.3690
Graus de liberdade =	6
(p) Kruskal-Wallis =	0.2123

Observa-se não haver diferenças significativas entre as comparações.

ANEXO III - INSTRUÇÕES AOS AUTORES

A **Brazilian Dental Journal** publica artigos completos, comunicações rápidas e relatos de casos, relacionada a assuntos de Odontologia ou disciplinas correlatas. Serão considerados para publicação apenas artigos originais. Na submissão de um artigo, o autor deve informar em carta de encaminhamento que o material não foi publicado anteriormente e não está sendo considerado para publicação em outro periódico, quer seja no formato impresso ou eletrônico.

ENDEREÇO PARA SUBMISSÃO:

Brazilian Dental Journal
Fundação Odontológica de Ribeirão Preto
Av. do Café, s/n 14040-904 Ribeirão Preto, SP, Brasil
Fax: +55-16-633-0999
E-mails: bdj@forp.usp.br e pecora@forp.usp.br

SERÃO CONSIDRADOS APENAS TRABALHOS REDIGIDOS EM INGLÊS. Autores cuja língua nativa não for o Inglês, devem ter seus artigos revisados por profissionais proficientes na língua inglesa. **Os trabalhos aceitos para publicação serão submetidos à revisão do Inglês e das normas técnicas (technical review) para adequação ao padrão de publicação da Revista, sendo o custo repassado aos autores. A submissão de um artigo ao BDJ implica na aceitação prévia desta condição.**

A decisão de aceitação para publicação é de responsabilidade dos Editores e baseia-se nas recomendações do corpo editorial e/ou revisores "ad hoc". Os artigos que não forem considerados aptos para publicação serão devolvidos aos autores, acompanhados de carta justificativa.

Os conceitos emitidos nos trabalhos publicados no BDJ são de responsabilidade exclusiva dos autores, não refletindo obrigatoriamente a opinião do corpo editorial.

AS NORMAS DESCRITAS A SEGUIR DEVERÃO SER CRITERIOSAMENTE SEGUIDAS.

GERAL

- Submeter 3 cópias impressas do artigo (incluindo tabelas e legendas) juntamente com 3 conjuntos de ilustrações (fotografias, micrografias, desenhos esquemáticos, gráficos e figuras geradas em computador, etc).
- O trabalho deve ser acompanhado de um disquete ou CD-ROM contendo o arquivo em Word idêntico ao texto impresso, bem como os arquivos em TIF ou JPG, quando houver.
- O artigo deve ser impresso em ESPAÇO DUPLO, em papel de boa qualidade, com fonte Times New Roman 12, margens de 3 cm no topo, rodapé e em ambos os lados. NÃO UTILIZAR negrito, marcas d'água ou outros recursos para tornar o texto visualmente atrativo, pois estes dificultam a editoração.
- As páginas devem ser numeradas seqüencialmente, começando na página de rosto;
- Trabalhos completos devem estar divididos seqüencialmente conforme os itens abaixo:

1. Página de Rosto
2. Summary e Key Words
3. Introdução, Material e Métodos, Resultados e Discussão
4. Resumo em Português (obrigatório apenas para os autores nacionais)
5. Agradecimentos (se houver)
6. Referências
7. Tabelas
8. Legendas das figuras
9. Figuras

- Todos os tópicos (Summary, Introdução, Material e Métodos etc, devem estar em letras maiúsculas e sem negrito);
- Resultados e Discussão podem ser apresentados conjuntamente, se o autor desejar; Comunicações Rápidas e Relatos de Casos devem ser divididos em itens apropriados;
- Produtos, equipamentos e materiais: na primeira citação deve aparecer o nome do fabricante e o local de fabricação (cidade, estado e país). Nas demais citações, incluir apenas o nome do fabricante;
- Todas as abreviações devem ter sua descrição por extenso, entre parênteses, na primeira vez em que são mencionadas.

PÁGINA DE ROSTO

- Em UMA das 3 cópias, a primeira página deve conter: título do trabalho, título resumido (short title) com no máximo 40 caracteres, nome dos autores (máximo 6; indicar nome completo com o último sobrenome em letras maiúsculas),
- Departamento e/ou Instituição a que pertencem (incluindo cidade, estado e país). **NÃO INCLUIR** titulação (DDS, MSc, PhD etc) e/ou cargos dos autores.
- Incluir o endereço completo do autor para correspondência (informar e-mail e telefone), de acordo com o modelo a seguir. **Correspondence: Prof. Dr. Jesus D. Pécora, Departamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP, Av. do Café, S/N, 14040-904 Ribeirão Preto, SP, Brasil. Tel: +55-16-602-4087. Fax: +55-16-633-0999. e-mail: pecora@forp.usp.br**
- As outras duas cópias serão enviadas aos revisores sem qualquer identificação e a página de rosto deve conter apenas o título do trabalho e o título resumido.

SUMMARY

- A segunda página deve conter o Summary (resumo em Inglês; máximo 200 palavras), descrevendo o objetivo, material e métodos, resultados e conclusões num só parágrafo;
- Abaixo do Summary deve ser incluída uma lista de Key Words (5 no máximo), citadas em letras minúsculas e separadas por vírgulas.

INTRODUÇÃO

- Breve descrição dos objetivos do estudo, apresentando somente as referências pertinentes. Não deve ser feita uma extensa revisão da literatura existente. As hipóteses do trabalho devem ser claramente apresentadas.

MATERIAL E MÉTODOS

- A metodologia, bem como os materiais, técnicas e equipamentos utilizados devem ser apresentados de forma detalhada. Indicar os testes estatísticos utilizados.

RESULTADOS

- Apresentar os resultados em uma seqüência lógica no texto, tabelas e figuras, enfatizando as informações importantes;
- Os dados das tabelas e figuras não devem ser repetidos no texto. Tabelas e figuras devem trazer informações distintas ou complementares entre si;
- Os dados estatísticos devem ser descritos nesta Sessão.

DISCUSSÃO

- Resumir os fatos encontrados sem repetir em detalhes os dados fornecidos nos Resultados;
- Comparar as observações do trabalho com as de outros estudos relevantes, indicando as implicações dos achados e suas limitações. Citar outros estudos pertinentes;
- Apresentar as conclusões no final desta Sessão. Preferencialmente, as conclusões devem ser dispostas de forma corrida, isto é, evitar citá-las em tópicos.

RESUMO (em Português) - Somente para autores que tenham como língua nativa o Português

- O resumo em Português deve ter a mesma estrutura e conter as mesmas informações do resumo em Inglês (Summary). OBS: NÃO COLOCAR título e palavras-chave em Português.

AGRADECIMENTOS

- O Apoio financeiro de agências governamentais deve ser mencionado. Agradecimentos a auxílio técnico e assistência de colaboradores podem ser feitos nesta Seção.

REFERÊNCIAS

- As referências devem ser apresentadas de acordo com o estilo do **Brazilian Dental Journal**. É recomendado aos autores consultar números recentes do BDJ para se familiarizar com a forma de citação das referências.
- As referências devem ser numeradas por ordem de aparecimento no texto e citadas entre parênteses: (1), (3,5,8), (10-15). **NÃO USAR SOBRESCRITO.**
- Para citações indiretas, vale a regra a seguir - Para artigos com dois autores deve-se citar os dois nomes sempre que o artigo for referido. Exemplo: "According to Santos and Silva (1)...". Para artigos com três ou mais autores, citar apenas o primeiro autor, seguido da expressão "et al.". Exemplo: "Pécora et al. (2) reported..." **OBS: na lista de Referências os nomes de TODOS OS AUTORES de cada artigo devem ser relacionados;**
- A lista de Referências deve estar em ESPAÇO DUPLO no final do artigo, em seqüência numérica. Citar NO MÁXIMO 20 referências;
- Os títulos dos periódicos devem estar abreviados de acordo com o Dental Index. O estilo e pontuação das referências devem seguir o formato indicado abaixo. **Observar**

que as abreviações dos títulos dos periódicos são citadas sem ponto e não há espaços entre o ano, volume e páginas.

Periódico - 1. Lea SC, Landini G, Walmsley AD. A novel method for the evaluation of powered toothbrush oscillation characteristics. Am J Dent 2004;17:307-309.

Livro - 2. Shafer WG, Hine MK, Levy BM. A Textbook of Oral Pathology. 4th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1983.

Capítulo de Livro - 3. Walton RE, Rotstein I. Bleaching discolored teeth: internal and external. In: Principles and Practice of Endodontics. Walton RE. 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996. p 385-400.

Disertação/Tese - 4. Sousa-Neto MD. Estudo da influência de diferentes tipos de breus e resinas hidrogenadas sobre as propriedades físico-químicas do cimento obturador dos canais radiculares do tipo Grossman. [Doctoral Thesis]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 1997. 108 p.

TABELAS

- As tabelas com seus respectivos títulos devem ser digitadas em ESPAÇO DUPLO, numeradas com algarismos arábicos, em páginas separadas no final do artigo;
- NÃO UTILIZAR linhas verticais, negrito e letras maiúsculas (exceto as iniciais).
- Cada tabela deve conter toda a informação necessária, de modo a ser compreendida independentemente do texto;

FIGURAS

- **NÃO SERÃO ACEITAS FIGURAS INSERIDAS EM ARQUIVOS ORIGINADOS EM EDITORES DE TEXTO COMO O WORD E NEM FIGURAS ORIGINADAS EM POWER POINT;**
- Imagens digitalizadas deverão ser geradas em Photoshop ou qualquer outro software exclusivamente para edição de imagens (extensão dos arquivos de imagem devem ser TIF ou JPG com resolução mínima de 300dpi);
- Três (3) conjuntos de figuras (fotografias, fotomicrografias, desenhos esquemáticos, gráficos, trabalhos gerados em computador etc) devem ser submetidos. Apenas figuras em PRETO E BRANCO são publicadas. Não enviar figuras coloridas ou slides;
- As legendas das figuras devem ser digitadas em ESPAÇO DUPLO, numeradas com algarismos arábicos em páginas separadas, podendo ser agrupadas na mesma página;
- Letras e marcas de identificação devem ser claras e definidas. Áreas críticas de radiografias e fotomicrografias devem estar isoladas e/ou demarcadas;
- Partes separadas de uma mesma figura devem ser legendadas com A, B, C, etc.;
- Figuras simples e grupos de figuras não devem exceder, respectivamente, 8 cm e 16 cm na largura;
- As ilustrações devem ser enviadas em envelope e identificadas no verso com os respectivos números, topo da figura (indicar com seta), título do artigo. Não colocar os nomes dos autores nas figuras;

CHECAR OS ITENS ABAIXO ANTES DE ENVIAR O ARTIGO À REVISTA

1. Carta de submissão;
2. Três cópias impressas do artigo (incluindo tabelas e legendas) juntamente com 3 conjuntos de ilustrações (quando houver);
3. Nome dos autores, Instituição e endereço do autor para correspondência só em UMA das cópias. As outras duas cópias devem estar sem identificação;
4. Artigo (espaço duplo, Times New Roman fonte 12, margem de 3 cm);
5. Lista de referências, de acordo com as normas (espaço duplo);
6. Tabelas com seus respectivos títulos em página(s) separada(s) (espaço duplo) no final do artigo, uma por página;
7. Legendas das figuras em página(s) separada(s) (espaço duplo);
8. Figuras (3 cópias de cada);
9. Disquete ou CD-ROM com o(s) arquivo(s) em Word (artigo), Excel (gráficos) e/ou Photoshop (figuras).