

# Influencia del tipo de sinterización en bloques cerámicos para Cad-Cam

## Influence of the Sintering Type in Ceramics Blocks for Cad-Cam

Martín A. M. Kreidler DDS, MSc, PhD<sup>1</sup>; Osmir B. Oliveira Jr. DDS, MSc, PhD<sup>2</sup>

1. Professor of Restorative Dentistry, Campinas Dental School - UNIP / Brazil.

Dental private practice, Campinas / Brazil.

2. Professor of Restorative Dentistry, Araraquara Dental School - UNESP / Brazil.

Autor para correspondencia: Dr. Martín A. M. Kreidler - martinamkreidler@hotmail.com

Recibido: 15-X-2015

Aceptado: 19-V-2016

Publicado Online First: 23-V-2016

DOI: <http://dx.doi.org/10.15517/ijds.v0i0.24434>

### RESUMEN

El objetivo de esta investigación fue evaluar la influencia del tipo de sinterización en la resistencia a la flexión y dureza de bloques cerámicos para CAD-CAM. Cuatro tipos de bloques cerámicos fueron seleccionados y distribuidos de acuerdo con el tipo de sinterización a ser realizada: Grupo G1 - In-Ceram® Alumina / fase líquida; Grupo G2 - In-Ceram® AL / fase sólida; Grupo G3 - In-Ceram® Zirconia / fase líquida; Grupo G4 - In-Ceram® YZ / fase sólida. Todos los bloques fueron cortados en forma de barra de 25 x 5 x 2 mm y sometidos a la prueba de flexión de tres puntos y dureza superficial Vickers. Los resultados, tras el análisis estadístico, mostraron que el promedio de la resistencia a la flexión de los grupos G1(351.7 MPa) y G3 (356.3 MPa) fueron significativamente inferiores a los de los grupos G2 (421.9 MPa) y G4 (758.4 MPa); así como todos los promedios de dureza fueron significativamente diferentes, siendo mayores para los grupos G2 (1.936,6 HV) y G4 (1.321,4 HV), en comparación con los grupos G1 (1.173,3 HV) y G3 (1.094,6 HV). Se concluyó que la sinterización por fase sólida demostró ser más eficaz para obtener la máxima densificación de los bloques cerámicos, resultando en valores superiores de resistencia a la flexión y dureza.

### PALABRAS CLAVE

CAD-CAM; Cerámica; Porcelana dental; Material dentario; Propiedades de la superficie; Dureza.

## ABSTRACT

The aim of this study was to characterize the influence of the sintering type in the flexural strength and hardness of ceramic blocks for CAD-CAM. Four type of ceramic blocks were selected and distributed according to the type of sintering to be performed: Group G1 - In-Ceram® Alumina / liquid state; Group G2 - In-Ceram® AL / solid state; Group G3 - In-Ceram® Zircon / liquid state; Group G4 - In-Ceram® YZ / solid state. All blocks were cut in bar shape with dimensions of 25 x 5 x 2 mm. and submitted to the three-point bending test and to the Vickers hardness test method. The results, after statistical analysis, showed that the average flexural strength of group G1 (351.7 MPa) and group G3 (356.3 MPa) were significantly lower than those of group G2 (421.9 MPa) and group G4 (758.4 MPa); as well as all hardness averages were significantly different, being higher for group G2 (1.936,6 HV) and group G4 (1.321,4 HV), when compared to group G1 (1.173,3 HV) and group G3 (1.094,6 HV). It was concluded that the solid state sintering proved to be more efficient to obtain maximum densification of the ceramics blocks, resulting in high values of flexural strength and hardness.

## KEYWORDS

CAD-CAM; Ceramics; Dental porcelain; Dental material; Surface properties; Hardness.

## INTRODUCCIÓN

Actualmente, el uso de restauraciones cerámicas es una de las principales alternativas de tratamiento para la reconstrucción de las estructuras dentales perdidas. Debido a esto a cada año nuevos materiales y métodos de procesamiento surgen en el mercado odontológico, estimulando el desarrollo de sistemas totalmente cerámicos que permiten la confección de prótesis con mayor resistencia y libres de metal (1-3). Así es el caso de las cerámicas parcialmente sintetizadas, conformadas por la técnica de compactación, resultando en bloques cerámicos de elevada densidad y homogéneos destinados para la utilización en sistemas computarizados tipo CAD-CAM.

La sinterización es el método más antiguo para la fabricación de piezas cerámicas comunes como: ladrillos, tejas, pisos, azulejos y utensilios. La sinterización de polvos es también ampliamente aplicada en la producción de refractarios, de polímeros, de metales y de algunos tipos de materiales compuestos. Por otro lado, la sinterización de polímeros es utilizada en la industria automovilística y

electro-electrónica siendo la principal y casi exclusiva ruta de obtención de piezas cerámicas especiales, como las utilizadas en odontología (4).

La sinterización es un fenómeno de carácter universal y puede ser definido como un proceso físico, térmicamente activado y que normalmente proporciona a la masa compactada las propiedades físicas y mecánicas deseadas (5).

La aplicación de calor durante o después de la compactación es utilizada para aumentar la unión entre las partículas. Este proceso de calentamiento abajo del punto de fusión produce la unión por coalescencia, esto es, por la fusión de superficies adyacentes durante la sinterización y para tal, las partículas deben ser dislocadas con el objetivo de llenar los espacios vacíos, siendo que en muchas ocasiones resulta en un cuerpo rígido, completa o parcialmente denso (5, 6). Así, el objetivo de este trabajo fue caracterizar la influencia del tipo de sinterización en la resistencia a la flexión y dureza de bloques cerámicos para CAD-CAM.

## MATERIALES Y MÉTODOS

### SELECCIÓN DE LOS MATERIALES

Fueron seleccionados cuatro tipos de bloques cerámicos del sistema In-Ceram® (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen – Germany) para la confección de infra-estructuras con sistemas CAD–CAM, como muestra la tabla 1.

**Tabla 1.** Descripción de los materiales utilizados.

Nombre del producto	Composición en peso*	Forma de presentación
In-Ceram® Alumina	100% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Bloque BA-28 (14 x 15 x 28 mm)
In-Ceram® AL	100% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Bloque AL-40 (15,5 x 19 x 39 mm)
In-Ceram® Zircônia	67% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 33% ZrO <sub>2</sub>	Bloque BZ-33 (14 x 15 x 33 mm)
In-Ceram® YZ	< 1% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> < 95% ZrO <sub>2</sub> 5% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> < 3% HfO <sub>2</sub>	Bloque YZ-40/19 (15,5 x 19 x 39 mm)

\*Información del fabricante

### PREPARACIÓN DE LOS CUERPOS DE PRUEBA

Fueron usados 2 bloques para cada grupo los cuales fueron cortados en 10 barras cada uno. Para la realización de los cortes fue seguida la norma ISO 6872 (International Organization for Standardization) que preconiza la utilización de cuerpos de prueba en forma de barra con 25 x 5 x 2 mm. Solamente en las muestras provenientes de los bloques In-Ceram® AL y In-Ceram® YZ las medidas fueron alteradas para 31,5 x 6,25

x 2,5 mm.; esto es un 25% mayor debido a la contracción que sufren post-sinterización.

La distribución de los grupos fue realizada acorde a su composición y forma de sinterización: Grupo G1 - In-Ceram® Alumina / fase líquida; Grupo G2 - In-Ceram® AL / fase sólida; Grupo G3 - In-Ceram® Zirconia / fase líquida; Grupo G4 - In-Ceram® YZ / fase sólida.

### SINTERIZACIÓN DE LOS CUERPOS DE PRUEBA

#### Fase Líquida (vítreo por infiltración)

Todos los cuerpos de prueba de los grupos G1 y G3 fueron infiltrados con VITA In-Ceram VITA In-Ceram® Classic Glass Powder (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen – Germany) para Alumina y Zirconia respectivamente. Luego fueron llevados al horno CERAMSINTER Alumini (EDG Equipamentos e controle Ltda., São Carlos / SP - Brasil) para cocción a 1.100°C por 2 min para el grupo G1 y a 1.140°C por 2:30 min para el grupo G3. Concluido el proceso de sinterización, los excesos de vidrio fueron removidos con óxido de aluminio de 50 µm a una presión de 6 bar (7) y realizada la cocción de control del vidrio a 1.000°C por 5:00 min.

#### Fase sólida

Todos los cuerpos de prueba de los grupos G2 y G4 fueron sinterizados en un horno automático VITA ZYrcomat® T (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen – Germany), específico para este tipo de cerámicas, por un período total de 7 horas y 50 minutos hasta una temperatura de 1.530°C. Los parámetros utilizados en el horno fueron idénticos para ambas cerámicas, siguiendo la recomendación del fabricante (8, 9).

## PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Utilizamos el método Uniaxial en tres puntos en una máquina de pruebas Universal MTS® (Material Test System 810 – MTS Systems Corporation – Minnesota, EUA) con carga de 10 kN, velocidad de 0,5 mm/min y distancia entre los apoyos de 20 mm. Seguidamente, como recomendado por la norma ISO 6872, el módulo de ruptura ( $M$ ) fue calculado con la siguiente ecuación:  $M = 3WL / 2bd^2$ .

Dónde:  $W$  = fuerza máxima en la fractura (N);  $L$  = distancia entre los apoyos (mm);  $b$  = ancho del cuerpo de prueba (mm);  $d$  = espesura do cuerpo de proba (mm).

## ANÁLISIS DE LA DUREZA SUPERFICIAL

Fue determinada por la técnica de penetración Vickers (HV) en un Micro-durómetro BUEHLER (Lake Bluff, Illinois – USA Model No 1600-360), con carga de 1 Kg por 30 seg (10). En cada muestra fueron realizadas ocho marcas a lo largo de toda su superficie, con intervalos mínimos de 90  $\mu\text{m}$ . entre cada una de ellas.

## MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO (MEB)

Fragmentos cerámicos fueron deshidratados en un disecador al vacío durante 48 horas para luego ser metalizados recibiendo una fina capa de oro 24 quilates (50 a 100 Angstrom) depositados vía vaporización. El microscopio utilizado fue un modelo MEV-FEG XL30 (Philips, Holanda) con detectores SE / BSE y aumentos de 1.000, 3.000 y 10.000 x.

## METODOLOGÍA ESTADÍSTICA

Se utilizó el análisis de variancia (ANOVA) para evaluar los grupos experimentales al respecto de resistencia a la flexión y la dureza superficial. Este análisis fue complementado por el test de

Tukey de comparaciones múltiples de promedios, todas al nivel de significancia de 5%. Se determinó también intervalos de confianza de 95% para los promedios de las muestras.

En el análisis de resistencia a la flexión se determinó el módulo de Weibull ( $m$ ) (11) para cada grupo experimental; pues es el coeficiente  $m$  que ayuda a determinar la homogeneidad del material; cuando mayor esta constante, mayor es la confiabilidad del material ya que la dispersión de los promedios es menor.

## RESULTADOS

### RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

En la tabla 2 podemos observar que los valores promedios de los grupos G1 y G3 son equivalentes y significativamente menores al compararse con los otros grupos. Los resultados demostraron que el promedio de los valores de resistencia a la flexión de los materiales sinterizados vía fase sólida fueron superiores.

Al respecto de los módulos de Weibull, los resultados demostraron que hay equivalencia entre los módulos referentes a los grupos G1 y G2, mientras los módulos obtenidos para los grupos G3 y G4 son significativamente mayores y diferentes entre sí, siendo que el módulo de Weibull atribuido al grupo G3 es mayor que el del grupo G4.

### DUREZA SUPERFICIAL

En la tabla 3 se encuentran los valores promedios y desviación estándar de la dureza Vickers (HV). Todas los promedios fueron considerados significativamente diferentes, siendo los del grupo G2 y G4 mayores cuando comprados con los del grupo G1 y G3. Los bloques sinterizados vía fase sólida presentaron resultados superiores al respecto de la dureza Vickers cuando comparados con los que fueron sinterizados vía fase líquida.

## MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO (MEB)

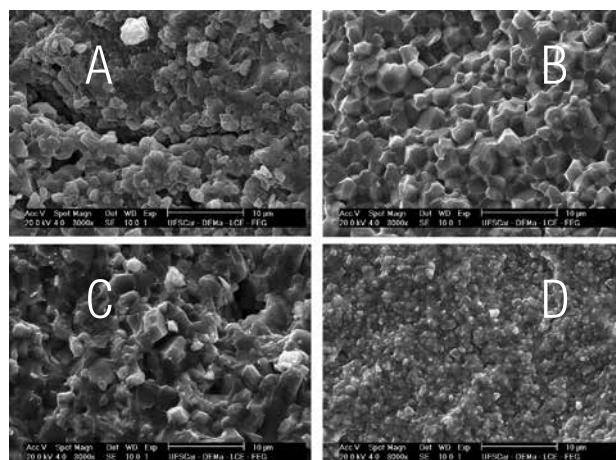
La Figura 1 corresponde a las imágenes más representativas de las muestras de cada grupo de trabajo, después de la sinterización vía fase líquida por infiltrado vítreo o vía fase sólida respectivamente.

**Tabla 2.** Estadísticas descriptivas de la resistencia a la flexión, en MPa, de acuerdo con los grupos experimentales (valores con letras iguales en la misma línea no son significativamente diferentes  $p<0.05$ ).

Estadística	Grupos			
	G1	G2	G3	G4
Promedio	351,7 <sup>a</sup>	421,9 <sup>b</sup>	356,3 <sup>a</sup>	758,4 <sup>c</sup>
Desviación estándar	62,2	71,3	41,5	102,3
Módulo de Weibull I.C.(95%)	6,9 <sup>a</sup> 0,7	7,1 <sup>a</sup> 0,8	10,4 <sup>c</sup> 1,0	9,0 <sup>b</sup> 1,2

**Tabla 3.** Estadísticas descriptivas de la dureza Vickers, en HV, de acuerdo con los grupos experimentales (valores con letras iguales en la misma línea no son significativamente diferentes  $p<0.05$ ).

Estadística	Material			
	G1	G2	G3	G4
Promedio	1173,3 <sup>b</sup>	1936,6 <sup>d</sup>	1094,6 <sup>a</sup>	1321,4 <sup>c</sup>
Desviación estándar	34,9	43,5	31,0	40,2



**Figura 1.** Imágenes de MEB post-sinterización. Podemos observar la presencia de grietas (A) y poros (C) en las muestras sinterizadas vía fase líquida por infiltración (G1 y G3) y cristales de forma pentagonal (B) con completa fusión de las partículas cerámicas (D) en las muestras sinterizadas vía fase sólida (G2 y G4).

## DISCUSIÓN

En los cuerpos de prueba sinterizados observamos que los valores de la dureza no acompañaron la misma orden de los valores de resistencia a la flexión, evidenciando que la relación entre las dos propiedades mecánicas no es la misma para todos los grupos de trabajo. Esta realidad también fue observada en estudios anteriores (10, 12-14) cuando los resultados de la dureza superficial fueron comparados a los de la resistencia a la flexión, a la tracción diametral y a la fractura de sistemas totalmente cerámicos. Por otro lado, cuando se intentó identificar posibles relaciones entre promedios de la dureza de todos los grupos experimentales, pudimos observar que diferencias estadísticas fueron encontradas entre sí; principalmente al agrupar y comparar el método de sinterización. Así, detectamos que los cuerpos de prueba que fueron sometidos a sinterización vía estado sólido presentaron los mayores promedios de dureza, llevándonos a suponer que la dureza superficial no está solamente relacionada a la

composición, como afirman algunos autores (15, 16), sino también al tipo de sinterización utilizada.

Considerando que el método de procesamiento también puede influenciar las propiedades mecánicas del material, los trabajos de Tinschert y col. (17) y Hwang & Yang (18) intentaron investigar la hipótesis de que el sistema CAD-CAM produce una menor variación en los valores de resistencia a la flexión, sin embargo Aphold y col. (19) no encontraron diferencias significativas entre el sistema In-Ceram Alumina procesado por la técnica de la barbotina o en bloque para CAD-CAM. Diversos estudios demostraron que los primeros materiales que salieron al mercado exhibieron un mayor coeficiente de variación y una mayor cantidad de defectos internos, siendo que podrían presentar fallas previas en relación a la propagación de grietas. Esos defectos internos estarían directamente relacionados a la resistencia mecánica de las restauraciones cerámicas, ya que cuanto mayor sea la cantidad de porosidades y grietas, menor es la resistencia mecánica (15, 16, 20).

Tomando en consideración previos resultados en conjunto con los del presente estudio, se determina que el superior desempeño mecánico obtenido en las recientes investigaciones con bloques cerámicos tipo CAD-CAM (17, 18, 21, 22) sean debido a que estos fueron conformados por compactación (uni-axial o isostática), la cual consiste en la compactación del polvo en un molde originando un “compactado verde” con resistencia suficiente para su manipulación. Según Hwang & Yang (18) en 2001 y Tinschert y col. (17) en el año 2000, estas cerámicas producidas industrialmente son más confiables por poseer mayores módulos de Weibull ( $m$ ), y considerando que la mayoría de los estudios son *in vitro*, este parámetro parece representar mejor las características del material ya que considera la distribución de defectos internos (11), mientras que los valores numéricos de las pruebas mecánicas expresan apenas la resistencia máxima. En consecuencia, tomando en cuenta

los resultados obtenidos en nuestra investigación, la cerámica del grupo G1 puede presentar fallas sobre condiciones clínicas de carga masticatorias moderadamente bajas, ya que presentó los menores valores de módulo de Weibull (6, 9) así como los menores promedios de los valores de resistencia a la flexión, coincidiendo estos hallazgos con el trabajo de Chong y col. (23).

Dentro del método de conformación de las cerámicas se establece que la sinterización es la etapa más importante, ya que la masa de partículas conformada gana resistencia mecánica y adquiere casi todas sus propiedades finales (5). Sin embargo, es necesario diferenciar la técnica de sinterización con el tipo de sinterización (6). La técnica de sinterización puede ser entendida como el método usado en la práctica para obtenerse la sinterización de un determinado sistema, o sea, la forma adoptada donde se consigan las condiciones necesarias para que suceda la sinterización (sinterización en horno resistivo; sinterización en horno al vacío; sinterización reactiva; sinterización por microondas; sinterización por láser; sinterización por plasma) (6). Por otro lado, el tipo de sinterización son los mecanismos de cómo la sinterización es realizada, es decir, la cinética de la sinterización, la cual es caracterizada por los mecanismos operantes responsables por la eliminación de las porosidades (sinterización por fase sólida; sinterización por fase líquida; sinterización activa o sinterización rápida) (6).

En el procedimiento de infiltración, la matriz cerámica ya conformada es llevada al horno y “pre-sinterizada” por un tiempo suficiente para que el sistema sea sometido apenas a la primera etapa de la sinterización vía estado sólido resultando en una cerámica porosa. Posteriormente, es adicionada la fase vítreo, por un proceso de aplicación del vidrio suspendido en un líquido, acompañado de tratamiento térmico para fusión del vidrio (fase líquida) y consecuente penetración en los poros de la cerámica por presión capilar

causando densificación (5). Evans & O'Brien (24) en 1999, observaron en microscopía electrónica de barrido una sinterización incompleta de las infra-estructuras no infiltradas, permitiendo la formación de defectos internos que promueven la formación de un material más frágil. Sin embargo cuando se aplica el vidrio, éste ocupa los espacios intersticiales y actúa como liga entre los cristales disminuyendo la cantidad de poros e irregularidades de la superficie que representan sitios de propagación de fracturas, lo cual aumenta significativamente la resistencia del material (24-27). En nuestro estudio la presencia de esta fase vítreo en los cuerpos de prueba del grupo G1 y del grupo G3 disminuyó los valores de resistencia a la flexión y dureza, cuando comparados a los valores obtenidos para los cuerpos de prueba del grupo G2 y grupo G4 sin fase vítreo. Creemos que esta variación esté relacionada a la presencia de poros resultantes de posibles fallas de confección durante la etapa de conformación industrial de los bloques cerámicos, que no fueron rellenados por fase vítreo; o bien debido al polvo de vidrio, agente formador de la fase líquida que posee partículas muy grandes, las cuales podrían resultar en una distribución heterogénea en el interior de los cuerpos cerámicos dificultando el cierre de todos los poros.

Finalmente, resaltamos que la prueba mecánica utilizada en este estudio es considerada estática, es decir, demuestra valores de resistencia de forma inmediata después de la aplicación de la misma. Por eso, los resultados de esta investigación no pueden ser utilizados o comparados con estudios que tengan como objetivo evaluar el desempeño a largo plazo de los materiales aquí estudiados. Así, se establece que la investigación clínica por medio de estudios longitudinales teniendo como base los resultados obtenidos en los estudios mecánicos *in vitro*, puede ser la mejor forma de evaluar el desempeño de los sistemas cerámicos a largo plazo.

De acuerdo con la metodología y condiciones experimentales del presente trabajo fue posible concluir que la sinterización vía fase sólida es más eficiente en la obtención de la densificación máxima de los compuestos cerámicos, resultando en una mayor resistencia a la flexión y dureza.

## REFERENCIAS

- Denry I. L. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev. Oral Biol Med. 1996;7(2):134-143.
- Rosenblum M. A., Schulman A. A Review of All-Ceramic Restorations. J Am Dent Assoc. 1997; 128 (3): 297-307.
- Scherrer S. S., De Rijk W. G., Belser U. C. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. Int. J. Prosthodont. 1996; 9 (6): 580-585.
- Brito FIG, Medeiros K. F., Lourenço J. M. Um estudo teórico sobre a sinterização na metalurgia do pó. Holos. 2007; 23 (3): 204-211.
- Silva A., Alves Junior C. A. sinterização rápida: sua aplicação, análises e relação com as técnicas inovadoras de sinterização. Ceramica. 1998; 44 (290): 225-232.
- Silva A., Alves Junior C. Teoria de sinterização por fase sólida; uma análise crítica de sua aplicação. Ceramica. 1998; 44 (289): 171-176.
- Vita All-Ceramics, Vita In-Ceram® for inLab®, Spinell for inLab®, Alumina for inLab®, Zirconia for inLab®, porously sintered oxide ceramics blocks for glass infiltration. Directions for use, Fabrication of de substructures. Bad Säckingen: VITA Zahnfabrik; 2006. p. 52.
- Vita All-Ceramics, Vita In-Ceram® 2000 AL cubes for inLab®, Aluminium oxide blocks for high-temperature sintering. Working Instructions fabrication of crown / bridge frameworks. Bad Säckin: VITA Zahnfabrik; 2005. p. 18.

9. Vita Cerámicas sin metal, Vita In-Ceram® YZ cubes for CEREC®. Instrucciones de uso para la elaboración de estructuras de coronas y puentes. Bad Säckingen: VITA Zahnfabrik; 2004. p. 19.
10. Schalch MV. Resistência à flexão, resistência à tração diametral e dureza de sistemas cerâmicos para infra-estruturas [Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara; 2003.
11. Weibull W. A statistical distribution function of wide application. *J. Appl Mech.* 1951; 9: 293-297.
12. Oliva E. A. Influência do método de processamento, sinterização convencional ou injeção a vácuo, na resistência à flexão e dureza de porcelanas feldespáticas [Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2006.
13. Seghi R. R., Denry I. L., Rosenstiel S. F. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J. Prosthet Dent.* 1995; 74 (2): 145-150.
14. Wagner W. C., Chu T. M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J. Prosthet Dent.* 1996; 76 (2): 140-144.
15. Beck H. Estudo de cerâmicas de CeO<sub>2</sub>-ZrO<sub>2</sub>-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> consolidadas por infiltração e sinterização na presença de vidro visando aplicações estruturais [dissertação de mestrado]. São José dos Campos: Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais; 2006.
16. Nono M. Cerâmicas de zircônia tetragonal policristalina no sistema CeO<sub>2</sub>-ZrO<sub>2</sub>(Ce-TZP) [tese de doutorado]. São José dos Campos: Instituto Tecnológico de Aeronáutica; 1990.
17. Tinschert J., Zwez D., Marx R., Anusavice K. J. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J. Dent.* 2000; 28 (7): 529-535.
18. Hwang J. W., Yang J. H. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J. Oral Rehabil.* 2001; 28 (7): 678-683.
19. Apholt W., Bindl A., Lüthy H., Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and In Ceram-Zirconia bars. *Dent Mater.* 2001; 17 (3): 260-267.
20. Seghi R. R., Sorensen J. A. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int. J. Prosthodont.* 1995; 8 (3): 239-246.
21. Bindl A., Mörmann W. H. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int. J. Prosthodont.* 2002; 15: 451-456.
22. Snyder M. D., Hogg K. D. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J. Contemp Dent Pract.* 2005; 6 (4): 54-63.
23. Chong K. H., Chai J., Takahashi Y., Wozniak W. Flexural Strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Core Materials. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (2): 183-188.
24. Evans D. B., O'Brien W. J. Fracture Strength of Glass Infiltrated-Magnesia Core Porcelain. *Int. J. Prosthodont.* 1999; 12 (1): 38-44.
25. Esquivel-Upshaw J. F., Chai J., Sansano S., Shonberg D. Resistance to Staining, Flexural Strength, and Chemical Solubility of Core Porcelains for All-Ceramic Crowns. *Int. J. Prosthodont.* 2001; 14 (3): 284-288.
26. Fischer H., Weiß R., Telle R.. Crack healing in alumina bioceramics. *Dent Mater.* 2008; 24: 328-332.
27. Giordano 2nd R. A., Pelletier L., Campbell S., Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J. Prosthet Dent.* 1995; 73 (5): 411-418.



Attribution (BY-NC) - (BY) You must give appropriate credit, provide a link to the license, and indicate if changes were made. You may do so in any reasonable manner, but not in any way that suggest the licensor endorses you or your use. (NC) You may not use the material for commercial purposes.