

PROCESSO DE FABRICAÇÃO DE PEÇAS CERÂMICAS DE Y-TZP APLICADAS A IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

Lieca Hassegawa Kavashima, lie-ca@hotmail.com¹
Carlos Alberto Fortulan, cfortula@sc.usp.br²
Ana Flávia Sanches Borges, afborges@fob.usp.br³
Edson Antonio Capello Sousa, capello@feb.unesp.br¹
Matheus Gallo Sanches, matheusgsanches@gmail.com¹
Cesar Renato Foschini, cfoschini@gmail.com¹

¹Faculdade de Engenharia de Bauru – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Av. Eng. Luiz Edmundo Carrijo Coube, 14-01, CEP 17033-360, Bauru, São Paulo, Brasil.

²Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo, Av. Trabalhador São-Carlense, 400, CEP 13566-590, São Carlos, São Paulo, Brasil.

³Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Alameda Dr. Octávio Pinheiro Brisola 9-75, Vila Universitária, CEP 17012901, Bauru, São Paulo, Brasil.

Resumo: A zircônia tetragonal policristalina (ZrO_2) estabilizada por ítria (Y_2O_3) conhecida como zircônia Y-TZP, tornou-se uma alternativa para os implantes odontológicos por ser biocompatível e bioinerte, esteticamente favorável, com alta resistência mecânica e tenacidade à fratura. Contudo, os implantes são suscetíveis à falha por fratura frágil causados por defeitos pré-existentes, oriundos do processo de fabricação. As coroas e próteses parciais fixas odontológicas são confeccionadas por meio da tecnologia CAD/CAM, a partir de blocos pré-fabricados, totalmente sinterizados ou pré-sinterizados. O presente trabalho investigou o efeito das variáveis do processo de fabricação da zircônia Y-TZP, na resistência mecânica do material pré-sinterizado e sinterizado. Foram confeccionados blocos a partir do pó de zircônia Y-TZP por meio de conformação em prensa uniaxial e isostática com posterior pré-sinterização em temperaturas na faixa de 800 a 1000°C. A dureza do material foi medida por meio do ensaio Vickers e o resultado comparado com a dureza dos materiais de aplicação odontológica de zircônia Y-TZP disponíveis comercialmente. A resistência mecânica após a sinterização final foi determinada por técnica de excitação por impulso. Os blocos pré-sinterizados foram usinados em sistema CAD/CAM para a confecção de copings para próteses odontológicas.

Palavras-chave: zircônia Y-TZP, pré-sinterização, CAD/CAM, propriedades mecânicas.

1. INTRODUÇÃO

A Zircônia (ZrO_2) tem potencial em muitas aplicações como biomaterial devido a sua alta resistência mecânica, biocompatibilidade e estabilidade química. Há aproximadamente 47 anos iniciaram-se pesquisas como biomaterial para uso clínico na artroplastia total do quadril (Manicone *et al.*, 2007) e posteriormente foi introduzida na odontologia, devido à maior resistência mecânica e tenacidade à fratura em relação à alumina (Al_2O_3) (White *et al.*, 2005), e assim utilizada como material básico para coroas e pontes, em função da forte demanda estética e preocupação com a hipersensibilidade a materiais metálicos (Sato *et al.*, 2008).

Sendo um material polimórfico, a zircônia pode ocorrer em três formas: monoclinica (estável à temperatura ambiente até 1170°C), tetragonal (de 1170-2370°C) e cúbica (acima de 2370°C) (Foschini *et al.*, 2004 e Saridag *et al.* 2013). Para estabilizar a fase tetragonal em temperatura ambiente, são adicionados diferentes óxidos como a magnésia, ítria, cálcia e céria, entre outros. Na presença de pequenas quantidades de óxidos estabilizantes, aproximadamente 2-3% de mol de ítria (Y_2O_3), a temperatura ambiente, ocorre a estabilização total do material composto de 100% de pequenos grãos tetragonais metaestáveis, conhecida como Zirconia Tetragonal Policristalina (Y-TZP) (Saridag *et al.*, 2013).

A zircônia de grau biomédico contendo 3 mols% em ítria como estabilizante (3Y-TZP) tem sido utilizada na fabricação de coroas e próteses parciais fixas odontológicas, processadas por meio da tecnologia CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing). A usinagem é realizada em blocos (blanks) totalmente sinterizados ou

pré-sinterizados. Os resultados de anos de estudo sugerem que a 3Y-TZP pode ser aplicada na restauração de dentes posteriores, sendo apoio para cerâmicas de revestimento (Denry e Kelly, 2008).

Apesar das notáveis propriedades mecânicas da zircônia (Guazzato *et al.*, 2004), as restaurações cerâmicas odontológicas são suscetíveis à falha por fratura frágil que raramente são precedidas de deformações visíveis ou qualquer aviso prévio. Essa falha é atribuída a fatores como presença de intensas tensões, moléculas de água ou fluido corporal e defeitos pré-existent, oriundos do processo de fabricação, relacionados ao tamanho e forma do grão, tipo ou percentual de elementos estabilizantes. A junção desses fatores pode iniciar o crescimento catastrófico de trincas (fratura), acompanhado por deterioração da restauração odontológica (Marx *et al.*, 2004 e Aboushelib *et al.*, 2008).

Para a prevenção de falha em materiais cerâmicos odontológicos produzidos pela tecnologia CAD/CAM, normalmente é investigado o comportamento mecânico após a sinterização final, principalmente, por meio de ensaio mecânico de flexão três e quatro pontos (Quinn e Quinn, 2010; Stawarczyk *et al.*, 2013 e Chevalier *et al.*, 2009) e ensaio de dureza, a fim de determinar a dureza, resistência à flexão, à fratura e módulo de elasticidade (Harada *et al.*, 2013; Zhang *et al.*, 2013). Porém algumas pesquisas sugerem que as falhas de superfície e microtrincas possam iniciar antes do processo de sinterização final, podendo sofrer influência do tamanho do grão e da porosidade na etapa de pré-sinterização (Liu *et al.*, 2010), da usinagem (Luthardt *et al.*, 2004) ou até mesmo do tamanho de grão do pó, compactação e moldagem do corpo a verde (Scherrera *et al.*, 2013).

Este trabalho tem como objetivo estudar as variáveis do processo de fabricação de cerâmicas à base de Y-TZP aplicadas em implantes odontológicos. Analisou-se a relação entre as variáveis do processo de conformação tais como: prensagem, temperatura de pré e sinterização, efeito na resistência mecânica das peças, acabamento superficial e comportamento durante a usinagem usando o sistema CAD/CAM. O módulo de elasticidade das peças fabricadas e sinterizadas foi determinado pelo método dinâmico não destrutivo.

2. METODOLOGIA

O fluxograma da Fig. 1 representa as etapas do processo de fabricação dos blocos cerâmicos.

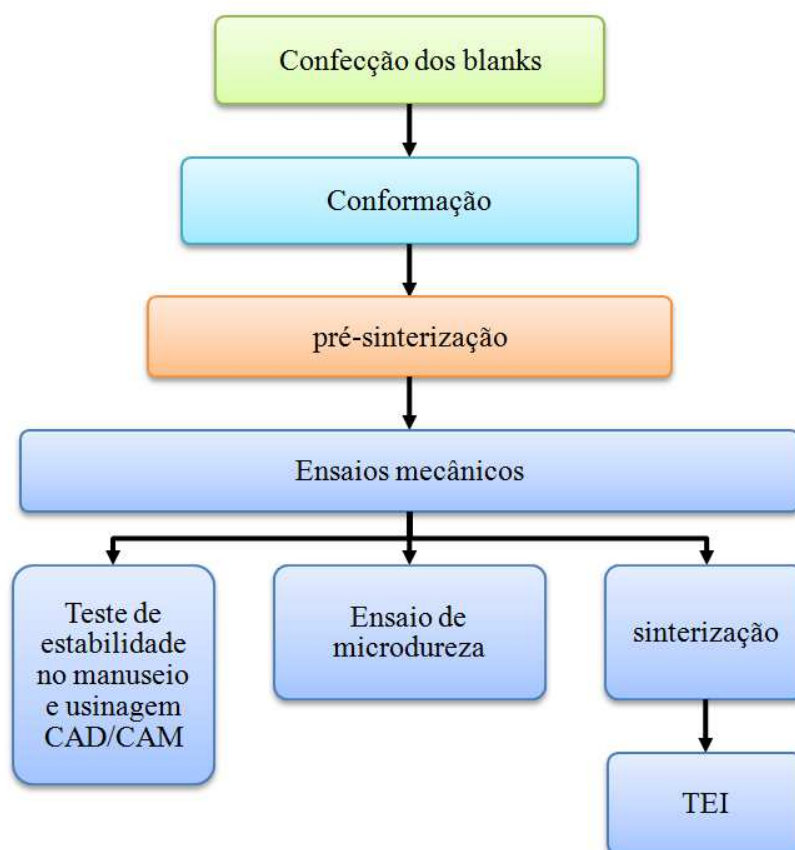


Figura 1. Fluxograma do processo de produção de zircônia Y-TZP aplicada a implantes odontológicos.

2.1. Confecção dos blocos

Foram confeccionados blocos, a partir do pó de zircônia Y-TZP, denominado material ZH, por meio de conformação em prensagem hidráulica uniaxial (prensa Skay 60 ton.), prensagem isostática a frio (Fortulan *et al.*, 2014) e pré-sinterização.

Para a conformação foi utilizado um molde (matriz) de área interna de dimensões de 40 x 40 mm², com carga de 157 kN. Cada bloco foi confeccionado separadamente, sendo utilizado 80 g de pó de ZH, para obter peças com a altura de 16 mm. Aplicou-se a carga lentamente até atingir 157 kN e, após 60 s no patamar, aliviou-se a carga lentamente para evitar delaminações no compactado.

Os blocos foram preparados para a prensagem isostática sendo chanfradas e posteriormente colocadas em invólucros de borracha para protegê-las do fluido. Todos os invólucros foram hermeticamente fechados a vácuo. Os blocos foram colocados na prensa isostática de vasos gêmeos (Fortulan *et al*, 2014), onde foi aplicada a pressão de 210 MPa permanecendo no patamar por 10 segundos e posteriormente, reduzindo-se lentamente até a retirada do material. O fluido utilizado para a compressão foi água a 27 °C.

Após a prensagem isostática, os blocos cerâmicos foram pré-sinterizados a temperaturas entre 800 e 1000°C.

2.2. Caracterização mecânica

A medida de dureza do material foi determinada por meio do ensaio de microdureza Vickers a fim de determinar a resistência do material pré-sinterizado antes da confecção de prótese por CAD/CAM. O corpo de prova (CP) ZH e dois materiais comerciais distintos, ZL (InCoris ZL - Sirona Dental Systems GmbH - Bensheim, Alemanha) e ZC (Zircad - Ivoclar Vivadent Inc.), foram embutidos em baquelite com a embutidora metalográfica EM30D (Teclago Indústria e Comércio Eireli-ME). A superfície das peças embutidas foram lixadas em uma sequência de lixas com granulometria 400, 500, 600, 800, 1200, 1500 mesh e polidas em politriz metalográfica (Struers A/S) com pasta de diamante de granulometria 1 µm e lubrificante a base de glicerina, com tempo de polimento de 20 min.

A determinação da rugosidade Rq da superfície foi baseada na ASTM C1327:08, utilizando o rugosímetro portátil Surtronic 3+ (Taylor Hobson Brasil), cujo comprimento da amostragem (Cut off) foi de 0,25 mm, sendo obtidos 10 valores de rugosidade de cada material.

Para o ensaio de microdureza Vickers, foi utilizado o Microdurômetro Mitutoyo HM-211, com a carga de 1 kgf, sendo obtidos 10 valores de microdureza de cada material. As diagonais do losango impresso na superfície foram medidas por meio de um microscópio acoplado à máquina de ensaio e a média foi calculada conforme a Eq. (1), sendo utilizadas para a determinação da microdureza Vickers (HV), conforme a Eq. (2), que expressa a relação carga (P) e a média das diagonais (d). Na Fig. 2 pode ser observada a representação esquemática do ensaio de microdureza, onde apresenta a medida das diagonais impressas pelo indutor piramidal. Para analisar a superfície das amostras, as mesmas foram recobertas com plasma de ouro em câmara de vácuo e levadas ao microscópio de varredura eletrônica (MEV) da marca Zeiss modelo EVO LS15.

$$d = (d_1 + d_2)/2 \quad (1)$$

$$HV = 0,102 [2 P \sen [(\theta/2)/d^2] \quad (2)$$

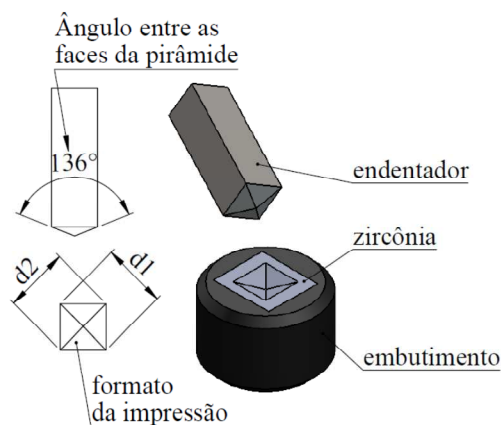


Figura 2. Representação esquemática do ensaio de microdureza Vickers.

Foram cortados 10 CPs do material ZH, sob intensa refrigeração com água à temperatura ambiente (aproximadamente 27 °C) e submetidos uma sequência de lixas de granulação 600, 800 e 1200, para obter as dimensões de 2,4 mm x 4,8mm x 38,50 mm conforme a norma ASTM C1259: 15.

A sinterização final ocorreu entre a faixa de 1350 a 1550°C, com taxa de aquecimento de 3°C/min. até 400°C com patamar de 1 hora e 5°C/min. até a temperatura final. As dimensões após sinterização final foram obtidas com um micrômetro universal externo. A massa foi obtida por meio de uma balança de precisão e então calculada a média e desvio padrão de cada CP.

O módulo de elasticidade dinâmico das peças sinterizadas foi determinado utilizando a Técnica de Excitação por Impulso (TEI), com o equipamento Sonelastic® PC Based em modo de vibração em flexão com coeficiente de Poisson

(μ) estimado em 0,31, conforme Callister e Rethwisch (2013). Os valores médios das dimensões e da massa foram inseridos no programa Sonelastic® e assim foi calculado o valor referente a 0,224 L (22,4% do comprimento) utilizado para determinar os pontos nodais (dois fios) para a fixação do CP, e o impulsor foi posicionado ao centro. O módulo de elasticidade (E) foi calculado conforme a Eq. 3,

$$E = 0,9465 (mf_f^2/b) (L^3/d^3) T_1 \quad (3)$$

onde foram inseridos dos dados do CP: a massa m , a largura b , o comprimento L , espessura d , f_f a frequência fundamental em modo flexional e T_1 o fator de correção (Sonelastic®, 2012). Para o set up (início do processo) deste ensaio, foi utilizado o parâmetro de 8,5 V correspondente à tensão do pulsador e a largura do pulso em tempo de 20 ms. Cada CP recebeu um ciclo de 20 batidas.

2.3. Teste de estabilidade no manuseio/usinagem

Após a pré-sinterização, foi necessário realizar a verificação da estabilidade do material quando submetido ao manuseio e usinagem em sistema CAD/CAM comercial.

Foram cortados dois blocos de dimensão 15,5 x 19 x 40 mm, conforme requisitos do sistema de usinagem, a partir do material pré-sinterizado ZH. Todas as superfícies foram lixadas em sequência de lixas com granulação 600, 800 e 1200. Um dispositivo de alumínio foi colado no bloco, com resina (Araldite® Hobby – Cola epóxi Brascola) e mantido em um molde durante 24 horas para a secagem da cola. Esse procedimento foi necessário uma vez que o bloco necessita de um dispositivo de acoplamento para ser utilizado no sistema Cerec. Para a confecção da prótese foi utilizado o sistema CAD/CAM CEREC (Sirona, Charlotte, NC, USA), composto por scanner para a digitalização do dente, software e fresadora. O processo iniciou-se com a digitalização do dente, e a imagem obtida foi enviada ao programa computacional Sirona. O dentista utilizou a imagem para trabalhar a melhoria da morfologia da prótese. Após definido do desenho do produto, este foi adaptado às dimensões dos blocos pré-programados no software. A zircônia foi fixada por meio do dispositivo de alumínio, a fresadora CEREC faz a verificação da qualidade superficial do material e inicia-se a usinagem. Foi utilizado água a temperatura de 27° C (ambiente), como fluido lubrificante.

Os dados numéricos obtidos pelos ensaios foram analisados por meio da estatística descritiva. A tendência central foi obtida pela média dos valores, porém, na presença de valores extremos, foi aplicado a mediana e os quartis. A variação ou quantidade de dispersão foi analisada por meio do cálculo da amplitude para estudar a dispersão total e amplitude interquartil para dispersão central. O cálculo do desvio padrão mostrou como os dados flutuam em torno da média, ou seja, a dispersão média em torno da média aritmética. A maneira de distribuição dos dados foi observada através do formato dos dados, onde foi mostrado o conjunto de dados simétricos e assimétricos. A forma gráfica dos dados foi demonstrada utilizando-se o gráfico de caixa, que representa a mediana, a amplitude interquartil, o valor mínimo e o máximo.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os valores médios, desvio padrão, mínimos e máximos de rugosidade R_q das peças embutidas em baquelite estão apresentados na Tab. 1. A Fig. 3 mostra o gráfico com os respectivos valores medianos, amplitude interquartil, mínimos e máximos de ZH, ZL e ZC, das peças pré-sinterizadas.

Tabela 1. Valores de rugosidade média R_q , desvio padrão (DP) e valores mínimos e máximos (n-10) dos materiais embutidos em baquelite.

Material	R_q (μm)	DP	Mínimo (μm)	Máximo (μm)
ZH	0,40	0,04	0,32	0,44
ZL	0,20	0,04	0,14	0,26
ZC	0,20	0,02	0,12	0,2

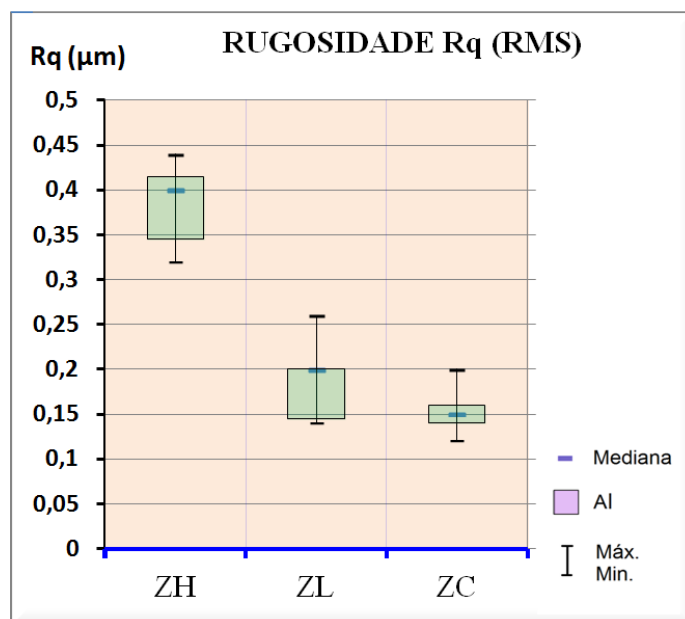


Figura 3. Gráfico Boxplot da rugosidade Rq do material embutido em baquelite.

3.1. Propriedades mecânicas

A norma para o ensaio de microdureza em cerâmicas avançadas (ASTM C1327, 2008) exige rugosidade abaixo de 0,1 μm RMS (R_q), mas se a superfície investigada apresenta algum tratamento, essa condição pode ser desconsiderada. Apesar de a superfície da amostra estar acima da rugosidade sugerida, a impressão causada pela ponta de diamante está de acordo com a norma.

Em torno de 900°C a taxa de retração é baixa, sendo esse estágio de densificação relacionado ao processo de rearranjo dos grãos na qual a porosidade do arranjo inter cristalino é transportada para a superfície do arranjo cristalino com uma subsequente densificação do arranjo cristalino, resultando em leve densificação do compactado o que representa o início da troca da microestrutura e morfologia dos poros, o que pode explicar os valores de rugosidade (Durh *et al.*, 1996).

A Tab. 2 mostra que média da microdureza Vickers entre ZH e ZL não apresentou diferença significativa, ou seja, apesar da diferença na temperatura de pré-sinterização, é grande a tendência de apresentar o mesmo comportamento mecânico, assim, espera-se que apresente boa resistência ao manuseio e usinagem CAD/ACM (Denry e Kelly, 2008). ZC apresentou microdureza superior às outras, o que sugere uma microestrutura mais densa.

Tabela 2. Valores médios de microdureza Vickers HV, desvio padrão (DP) e valores mínimos e máximos (n-10) dos materiais embutidos em baquelite.

Material	HV	DP	Mínimo	Máximo
ZH	55,45	1,02	54,00	56,90
ZL	56,15	1,86	54,30	58,90
ZC	63,21	1,14	61,50	64,60

Na Fig. 4 pode ser observada a amplitude de ZH e ZL, em contraste com a dureza superior de ZC. Mas a microdureza não parece estar relacionada à rugosidade, pois ZC e ZL apresentaram resultados similares e significativamente diferentes de ZH, que apresentou maior rugosidade.

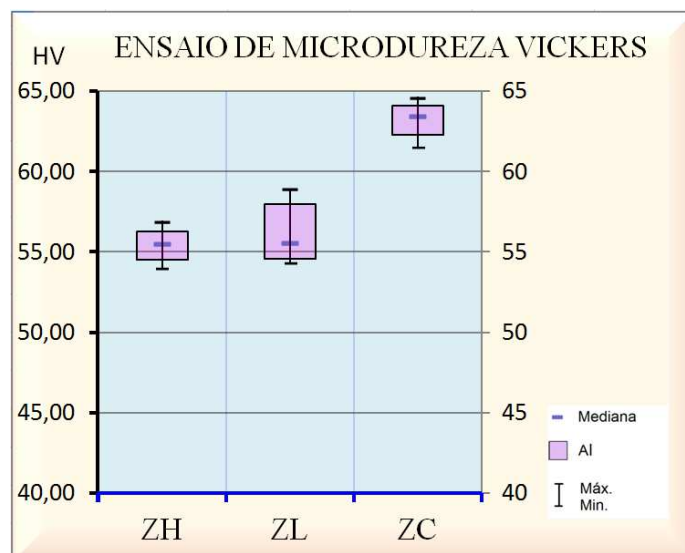


Figura 4. Valores medianos de microdureza Vickers (HV), amplitude interquartil (AI) e valores mínimos e máximos (n-10) dos materiais ZH, ZL e ZC.

A impressão resultante da carga do penetrador piramidal de diamante apresentou formato losango conforme descrito na ASTM 1327:08, na superfície dos CPs ZH, ZL e ZC. A Fig. 5 mostra a impressão na superfície de ZH (pré-sinterizada), isenta de faces e contornos irregulares.

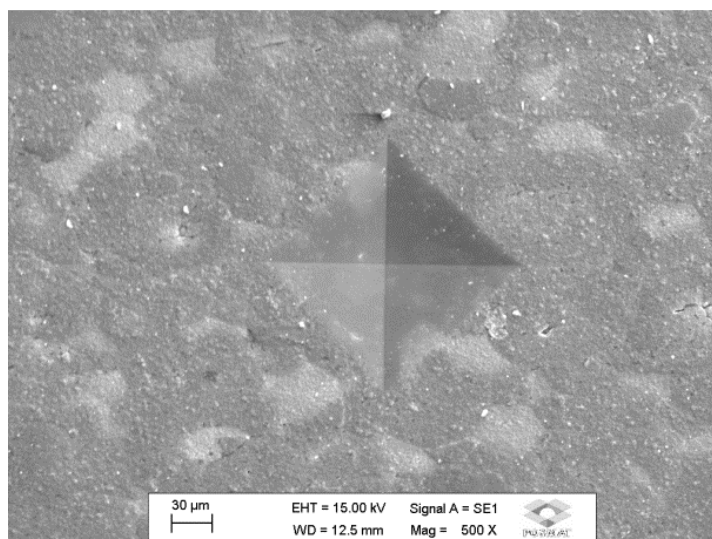


Figura 5. Impressão na superfície de ZH causada pelo endentador piramidal do ensaio de microdureza Vickers.

O módulo de elasticidade dinâmico não destrutivo de ZH, após a total sinterização, foi de $211,63 \text{ GPa} \pm 9,62$ com desvio padrão de 2,75. A literatura apresenta valores de módulo de elasticidade que variam de 205 a 210 GPa (Subhash e Nemat-Nasser, 1993; Callister e Rethwisch, 2013), dessa forma, obteve-se a resistência esperada. Apesar dos resultados favoráveis, a técnica de excitação por impulso utilizada para a medida de elasticidade dinâmica não destrutiva deve ser investigada com parâmetros experimentais, uma vez que o coeficiente de Poisson utilizado foi o da literatura.

3.2. Confecção do implante

O implante confeccionado pelo sistema CAD/CAM foi um *coping*, elemento estrutural da coroa dentária. A Fig. 6 mostra o material ZH submetido à ação da ferramenta de fresagem, apresentando estabilidade na usinagem, sob intensa lubrificação.



Figura 6 - Confecção de *coping* para implante odontológico, por sistema CAD/CAM.

O *coping* apresentou estrutura em forma de casca, ou seja, apesar de ser um elemento estrutural, suas paredes são finas (Fig. 7), aproximadamente 0,6 mm no estado pré-sinterizado. Essas paredes resistiram ao manuseio e devem resistir às solicitações mecânicas ao ser submetido à aplicação do acabamento que tem a finalidade de proporcionar a cor natural do dente.

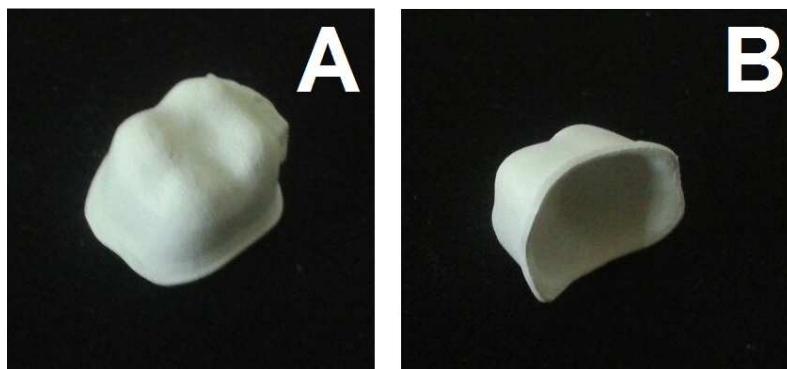


Figura 7 - *Coping* usinado à partir do bloco pré-sinterizado ZH: (A) morfologia do dente e (B) estrutura interna em forma de casca.

4. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados de resistência mecânica e resistência ao manuseio e usinagem, as variáveis do processo de fabricação de ZH em escala laboratorial, permitiram a concepção de zircônia Y-TZP, compatível com os materiais comerciais, assim, podem ser utilizadas para a confecção de próteses odontológicas pelo sistema CAD/CAM.

O módulo de elasticidade de ZH totalmente sinterizado, no valor de $211,63 \text{ GPa} \pm 9,62$, é próximo às propriedades mecânicas descritas na literatura, que variam de 205 a 210 GPa.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Laboratório de Tribologia e Compósitos da EESC-USP, Laboratório de Materiais da Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP, Laboratório de Relaxações Anelásticas em Materiais e Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) da Faculdade de Ciências- UNESP.

Ao apoio financeiro proporcionado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior.

6. REFERÊNCIAS

- Aboushelib, M. N., Kleverlaan, C. J., Feilzer, A. J., 2008, "Evaluation of a High Fracture Toughness Composite Ceramic for Dental Applications" *Journal of Prosthodontics*, Vol.17, pp. 538–544.
- Astm, C. 1259, 2015, "Standard Test Method for Dynamic Young's Modulus, Shear Modulus, and Poisson's Ratio for Advanced Ceramics by Impulse Excitation of", *Annual Book of ASTM standards*.
- Astm, C. 1327, 2008, "Standard Test Method for Vickers Indentation Hardness of Advanced Ceramics", *Annual Book of ASTM standards*.
- Callister, W. D.; Rethwisch, D. G., 2013, "Ciência e engenharia de materiais: uma introdução", Ed. LTC, Rio de Janeiro, Brasil.

- Chevalier, J., Gremillard, L., 2009, "Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years", *Journal of the European Ceramic Society*, v. 29, pp. 1245–1255.
- Denry, I., Kelly, J. R., 2008, "State of the art of zirconia for dental applications", *Dental Materials*, Vol. 24, pp. 299–307.
- Durh, P. et al., 1996, "Low-temperature Sintering and Microstructural Development of Nanocrystalline Y-TZP Powders", *Journal of de European Ceramic Society*, Vol. 16, pp. 945-952.
- Fortulan, C. A., Pedroso, M. P. G., Penazzi, L. A., Purquerio, B. M., 2014, "Twin vessel isostatic press: design", *Cerâmica*, Vol. 60, pp. 199-204.
- Foschini, C. R., Treu Filho, O., Juiz, S. A., Souza, A. G., Longo, E., Leite, E. R., 2004, "On the stabilizing behavior of zirconia: A Combined experimental and theoretical study", *Journal Of Materials Science*, Vol. 39, pp. 1935 – 1941.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., Swain, M. V., 2004, "Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials Part II. Zirconia-based dental ceramics", *Dental Materials*, Vol.20, pp. 449–456.
- Harada, K. et al., 2013. "Effect of loading conditions on the fracture toughness of zirconia", *Journal of Prosthodontic Research*, Vol. 57, pp. 82–87.
- Liu, X. et al., 2010, "Elasticity and strength of partially sintered ceramics", *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, Vol. 58, pp. 829-842.
- Luthardt, R. G. R. G. et al., 2004, "CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia", *Dental Materials*, Vol. 20, pp. 655–662.
- Manicone, P. F., Iommetti, P. R., Raffaelli, L., 2007, "An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications", *Journal of dentistry*, Vol. 35, pp. 819-826.
- Marx, R., Jungwirth, F., Walter, P.O., 2004, "Threshold intensity factors as lower boundaries for crack propagation in ceramics", *BioMedical Engineering OnLine*, Vol.3, pp. 41-49.
- Quinn, J. B.; Quinn, G. D., 2010, "A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials", *Dental Materials*, Vol. 26, pp. 135-147.
- Saridag, S., Tak, O., Alniacik, G., 2013, "Basic properties and types of zirconia: An overview", *World Journal of Stomatology*, Vol. 2, pp. 40-47.
- Sato, H., Yamada, K., Pezzotti, G., Nawa, M., Ban, S., 2008. "Mechanical Properties of Dental Zirconia Ceramics Changed with Sandblasting and Heat Treatment", *Dental Materials Journal*, Vol. 27, pp. 408-414.
- Scherrera, S. S. et al., 2013, "Post-hot isostatic pressing: A healing treatment for process related defects and laboratory grinding damage of dental zirconia?", *Dental materials*, Vol. 29, pp. 180-190.
- Stawarczyk, B. et al., 2013, "The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio", Vol. 17, pp. 269–274.
- Subhash, G.; Nemat-Nasser, S., 1993, "Uniaxial stress behaviour of Y-TZP", *Journal of materials science*, Vol. 28, pp. 5949-5952.
- White, S. N., Miklus, V. G., McLaren, E. A., Lang, L. A., Caputo, A. A., 2005, "Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system", *The Journal of prosthetic dentistry*, Vol. 94, pp. 125-131.
- Zhang, Y. et al., 2013, "Mechanical properties of zirconia composite ceramics", *Ceramics International*, Vol. 39, pp. 7595-7603.

7. RESPONSABILIDADE AUTORAL

“Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho”.

MANUFACTURING PROCESS OF ZIRCONIA Y-TZP CERAMICS FOR DENTAL PROSTHESIS APPLICATION

Lieca Hassegawa Kavashima, lie-ca@hotmail.com¹

Carlos Alberto Fortulan, cfortula@sc.usp.br²

Ana Flávia Sanches Borges, afborges@fob.usp.br³

Edson Antonio Capello Sousa, capello@feb.unesp.br¹

Matheus Gallo Sanches, matheusgsanches@gmail.com¹

Cesar Renato Foschini, cfoschini@gmail.com¹

¹Faculdade de Engenharia de Bauru – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Av. Eng. Luiz Edmundo Carrijo Coube, 14-01, CEP 17033-360, Bauru, São Paulo, Brasil.

²Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo, Av. Trabalhador São-Carlense, 400, CEP 13566-590, São Carlos, São Paulo, Brasil.

³Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Alameda Dr. Octávio Pinheiro Brisola 9-75, Vila Universitária, CEP 17012901, Bauru, São Paulo, Brasil.

Abstract. Tetragonal polycrystalline zirconia (ZrO_2), stabilized with yttrium oxide (Y_2O_3) known as zirconia Y-TZP has become an alternative to dental implant due to its biocompatibility, bioinert, esthetics and high mechanical strength and fracture toughness. However, prostheses are susceptible to failure by brittle fracture caused by pre-existing defects arising from the manufacturing process. Dental crowns and fixed partial prostheses are machined by CAD / CAM technology from prefabricated ceramic blocks, fully sintered or pre-sintered. The present work investigated the variables in the manufacturing process of zirconia Y-TZP and its effect on the mechanical strength of pre-sintered and sintered material. Blocks were made from the zirconia Y-TZP powder, by means of uniaxial and isostatic pressing with subsequent pre-sintering at temperatures in the range of 800-1000°C. Material hardness was determined by Vickers hardness testing and the result compared with commercially available materials. Mechanical properties such as modulus of elasticity after final sintering was determined by impulse excitation of vibration. Pre-sintered blocks was machined using a CAD / CAM system for making coping of dental prosthesis.

Keywords: zirconia Y-TZP, pre-sintering, CAD/CAM, mechanical properties.