

RESSALVA

Atendendo solicitação do autor, o texto completo desta tese será disponibilizado somente a partir de 02/08/2020.



UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Gabriel Rodrigues Hatanaka

Efeito do envelhecimento hidrotérmico na resistência flexural, rugosidade, módulo de Weibull e microestrutura da zircônia monolítica submetida a desgastes e métodos de acabamento de superfície

Araraquara

2018



UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Gabriel Rodrigues Hatanaka

Efeito do envelhecimento hidrotérmico na resistência flexural, rugosidade, módulo de Weibull e microestrutura da zircônia monolítica submetida a desgastes e métodos de acabamento de superfície

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Doutor em Reabilitação Oral, na Área de Prótese

Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

Araraquara

2018

Hatanaka, Gabriel Rodrigues.

Efeito do envelhecimento hidrotérmico na resistência flexural, rugosidade, módulo de Weibull e microestrutura da zircônia monolítica submetida a desgastes e métodos de acabamento de superfície / Gabriel Rodrigues Hatanaka. -- Araraquara: [s.n.], 2018

67 f.; 30 cm.

Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia
Orientador: Prof. Dr. Gelson Luís Adabo

1. Cerâmica 2. Resistência de materiais 3 Microscopia eletrônica. I. Título

Gabriel Rodrigues Hatanaka

Efeito do envelhecimento hidrotérmico na resistência flexural, rugosidade, módulo de Weibull e microestrutura da zircônia monolítica submetida a desgastes e métodos de acabamento de superfície

COMISSÃO JULGADORA

Tese para obtenção do grau de Doutor em Reabilitação Oral

Prof. Dr. Gelson Luis Adabo - Orientador, Professor Titular do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca - Professora Adjunta do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis - Professor Assistente Doutor do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

Prof. Dr. Pedro Cesar Garcia de Oliveira - Professor Assistente Doutor do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP.

Profa. Dra. Ana Flávia Sanches Borges - Professora Associada do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP.

Araraquara, 02 de agosto de 2018.

DADOS CURRICULARES

Gabriel Rodrigues Hatanaka

NASCIMENTO: 15/09/1988 - Araraquara - SP

FILIAÇÃO: Tacachi Hatanaka

Sueli do Carmo Rodrigues Hatanaka

2007 - 2011: Curso de Graduação - Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2012 - 2014: Curso de Mestrado - Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2016 - 2017: Curso de Prótese fixa com ênfase em restaurações *metal-free* e cimentação adesiva – Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas (APCD) – Regional de Araraquara.

Dedico este trabalho primeiramente à **Deus**, que rege todas as forças, que nos guia e que mantém acesa em nós a chama para podermos caminhar dia após dia.

Aos meus pais, **Tacachi Hatanka** e **Sueli do Carmo Rodrigues Hatanaka**, que estão presentes em cada momento da minha vida, sempre dando total apoio e torcendo por mim.

À minha amada noiva **Gabriela Scatimbrugo Polli**, pelo amor, carinho e cuidado incondicionais, estando sempre ao meu lado durante toda minha jornada de formação acadêmica, desde a graduação, mestrado e por fim o doutorado, me incentivando e dando força em todos os momentos.

Ao meu orientador **Gelson Luis Adabo**, por estender a mão e me acolher no momento em que eu mais precisei, se tornando muito mais do que um simples orientador, um amigo e exemplo de profissional a ser seguido.

Aos meus irmãos, **Rafael Rodrigues Hatanaka** e **Daniel Rodrigues Hatanaka**, meus primeiros e eternos companheiros.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que direta ou indiretamente colaboraram com o desenvolvimento deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, na pessoa de sua diretora **Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato** e na pessoa de seu vice-diretor **Prof. Dr. Edson Alves de Campos**.

Aos funcionários e docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese desta faculdade, na pessoa de seu coordenador **Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho**.

Ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral, na pessoa de sua coordenadora **Profa. Dra. Ana Cláudia Pavarina**.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES pela bolsa de estudo (Código de Financiamento 001) concedida durante o período regular do doutorado.

À disciplina de Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Ao professor e amigo **José Maurício dos Santos Nunes Reis** por todo conhecimento e prazer em compartilhá-lo e por todo apoio durante minha trajetória acadêmica.

Ao Laboratório de Microscopia Eletrônica de Alta Resolução do Instituto de Química da UNESP pela disponibilidade de utilização do Microscópio Eletrônico de Varredura.

Hatanaka, G. R. Efeito do envelhecimento hidrotérmico na resistência flexural, rugosidade, módulo de Weibull e microestrutura da zircônia monolítica submetida a desgastes e métodos de acabamento de superfície [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP, 2018.

RESUMO

Desgastes para ajustes clínicos são necessários para adequada adaptação de próteses em zircônia, mas ainda não há um protocolo estabelecido. Este estudo avaliou o efeito de desgaste e polimento sobre a resistência à flexão (RF) e módulo de Weibull, rugosidade (Ra) e transformação de fase por microscopia eletrônica de varredura (MEV) de duas zircônias monolíticas (Prettau e Prettau Anterior) submetidas à degradação hidrotérmica (LTD). Foram obtidos corpos-de-prova com 20 x 4,0 x 1,2 mm, sem desgaste e com glaze (grupo controle) ou com 20 x 4,0 x 1,5 mm, os quais foram desgastados com fresa diamantada de granulação grossa (90-120 μ m) em alta rotação sob irrigação. Após desgaste de 0,3 mm, foram realizados os protocolos de acabamento: sem polimento (D); polimento com borracha diamantada (DP); aplicação de glaze (DG); polimento com borracha diamantada + glaze (DPG). Metade dos corpos-de-prova foi envelhecida hidrotérmicamente (EH) em autoclave (134 °C, 2 bars, 20 horas). Os dados de RF e Ra (n=30) foram analisados por teste de Kruskal-Wallis, testes complementares de Dunn e Student-Newman-Keuls, respectivamente ($\alpha=0,05$). Nos grupos não envelhecidos, o material Prettau apresentou a seguinte ordem de resistência: D = DP > DPG > DG = C, e o Prettau Anterior: D = DP = C > DG = DPG. Após EH, para Prettau: D = DP > DPG > DG = C; e Prettau Anterior DPG = C = D = DP > DG = DPG. O EH aumentou a RF dos grupos D e DP para Prettau e reduziu a RF do grupo DG para Prettau Anterior. O grupo D promoveu os maiores valores de rugosidade, seguido pelos grupos DP, DG, DPG e C, independente do material e do EH. O módulo de Weibull foi mais alto onde foi aplicado glaze. Análise em MEV revelou efeito do EH apenas nos grupos D e DP de Prettau. Concluiu-se que as zircônias monolíticas exibiram diferentes comportamentos mecânicos frente aos tratamentos, e que o EH afetou apenas a Prettau. O desgaste aumentou a rugosidade e os procedimentos de polimento foram capazes de reduzi-la em diferentes níveis, porém o glaze tende a reduzir a RF, mas aumentar a confiabilidade.

Palavras-chave: Cerâmica. Resistência de materiais. Microscopia eletrônica.

Hatanaka, G.R. Effect of low temperature degradation on flexural strength, roughness, Weibull moduli and microstructure of monolithic zirconia submitted to grinding and surface finishing [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP, 2018.

ABSTRACT

The CAD/CAM technology allowed prosthesis with accurate fit, but clinical adjustments are still necessary, and there is no protocol in the literature to guide how to provide it. The aim of this study is to evaluate the effect of grinding and finishing procedures on flexural strength (FS) and Weibull moduli, roughness (Ra) and phase transformation by Scanning Electronic Microscopy (SEM) of two monolithic zirconia (Prettau and Prettau Anterior) submitted to low temperature degradation (LTD). It was obtained bar-shaped specimens in the dimensions of 20 x 4.0 x 1.2 mm, without grinding and with glaze (control group) or 20 x 4.0 x 1.5 mm which were ground with diamond burr (90-120 μm) in high rotation and constant water cooling. After 0.3 mm of grinding, the samples were submitted to different finishing protocols: without polishing (D); polishing with diamond rubber (DP); glaze application (DG); polishing with diamond rubber + glaze (DPG). Half of samples was submitted to LTD in autoclave (134 °C, 2 bars, 20 hours). FS and Ra (n=30) data were analyzed by Kruskal-Wallis test and post-hot Dunn and Student-Newman-Keuls, respectively ($\alpha=.05$). The median FS for Prettau, without LTD, was in the following order: D = DP > DPG > DG = C; Prettau Anterior: D = DP = C > DG = DPG. After LTD, Prettau: D = DP > DPG > DG = C; and Prettau Anterior: DPG = C = D = DP > DG = DPG. LTD increased FS of D and DP Prettau groups, and it decreased FS of DG Prettau Anterior group. Irrespectively of material and LTD, D treatment produced the highest roughness values, followed by DP, DG, DPG and C groups. Weibull moduli was higher in groups with glaze application. SEM analysis showed effects of LTD in D and DP Prettau groups only. It was concluded that the monolithic zirconia exhibits different mechanical behaviors after adjustment procedures, and LTD affected only Prettau. Grinding increased the roughness and finishing procedures reduced the roughness at different levels. Glaze tend to decrease FS but it improves reliability.

Keywords: Ceramics. Material resistance. Microscopy, Electron.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 PROPOSIÇÃO	13
3 REVISÃO DA LITERATURA	14
4 MATERIAL E MÉTODO	41
4.1 Grupos experimentais	41
4.2 Obtenção dos corpos-de-prova	41
4.3 Protocolo de desgaste	43
4.4 Protocolos de acabamento	44
4.5 Envelhecimento hidrotérmico	44
4.6 Ensaio de resistência à flexão	44
4.7 Rugosidade	45
4.8 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)	45
4.9 Módulo de Weibull	46
4.10 Delineamento estatístico	47
5 RESULTADO	48
5.1 Resistência à flexão	48
5.2 Rugosidade	49
5.3 Weibull	50
5.4 Microscopia eletrônica de varredura	54
6 DISCUSSÃO	58
7 CONCLUSÃO	62
REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral com prótese fixa é uma ótima opção de tratamento¹ para devolver estética e função à pacientes parcial ou totalmente desdentados. Esse tipo de reabilitação pode ser conseguido convencionalmente sobre dentes ou sobre implantes. Materiais metálicos, cerâmicos ou a combinação deles é utilizada para devolver a forma e a função mastigatória dos dentes perdidos. Uma combinação de materiais bastante utilizada é metal e cerâmica, caracterizando as próteses metalocerâmicas, que por muito tempo foram estudadas, apresentando altas taxas de sucesso¹. Porém, com o apelo estético da Odontologia contemporânea, novos materiais foram sendo empregados para a confecção de próteses². Neste panorama as próteses totalmente cerâmicas com infraestrutura em zircônia ganharam grande destaque.

A zircônia é um material polimórfico que apresenta três diferentes estruturas cristalinas de acordo com a temperatura em que se encontra: monoclinica até 1170 °C; tetragonal, de 1170 a 2370 °C e cúbica de 2370 a 2680 °C³⁻⁵. A temperatura de sinterização deste material se encontra em torno dos 1500 °C promovendo a formação de um material com estrutura cristalina tetragonal, mas ao resfriar à temperatura ambiente se transforma em estrutura monoclinica. Para que a fase tetragonal seja mantida em temperatura ambiente, óxidos metálicos como céria, magnésia ou, mais comumente, a ítria, são adicionados na composição. Dessa forma, é obtido um material metaestável na fase tetragonal em temperatura ambiente^{5,6}. Esta estrutura tetragonal metaestável pode sob determinadas condições ser induzida à transformação para estrutura monoclinica, gerando a mais importante característica do material, a tenacificação por transformação de fase.

A transformação de fase tetragonal para monoclinica pode aparecer frente a tensões causadas, por exemplo, pelo crescimento de uma trinca⁷⁻⁹. Quando isso ocorre, os cristais tetragonais ao redor da trinca se transformam em monoclinicos e essa transformação é acompanhada por um aumento volumétrico do cristal em torno de 3 a 5%^{10,11}. Esse aumento no volume gera forças compressivas ao redor da trinca, com uma tendência de conter sua propagação, fazendo com que haja tenacificação do material¹². Por ser uma cerâmica policristalina, apresenta excelentes propriedades mecânicas⁶.

Outra característica importante da zircônia são suas propriedades ópticas. Apresenta cor branco leitoso⁶, e por isso pode ser empregada em regiões em que o apelo estético é maior, como em regiões anteriores e com perfil gengival delgado, onde a presença do metal poderia ser visível por transparência através da gengiva. Além disso, a zircônia é um material biocompatível^{4,13}, ou seja, pode permanecer em contato com diferentes tecidos do corpo sem induzir reações indesejadas, e ainda, apresenta menor adesão de placa comparada ao metal¹⁴.

Mesmo apresentando cor não metálica, a zircônia convencional por apresentar alta opacidade, necessita ser recoberta por uma porcelana de cobertura a qual possui maior teor vítreo e melhores propriedades ópticas, mimetizando de maneira mais eficaz a estética da estrutura dental. Por outro lado, a porcelana sobre zircônia fica suscetível a problemas como lascamento, que chega a 15% das falhas deste tipo de prótese^{15,16}.

Com o intuito de aliar as excelentes propriedades mecânicas, com os valores de resistência à flexão ao redor de 1000 MPa¹⁷, foram lançadas no mercado as zircônias monolíticas¹⁸, as quais são mais translúcidas do que as convencionais, pigmentadas extrinsecamente previamente ao procedimento de sinterização. Dessa forma, o lascamento, uma das desvantagens da zircônia convencional não seria mais uma preocupação.

O aumento da translucidez da zircônia, para ser usada em restaurações monolíticas, pode ser alcançado por diferentes mecanismos: um deles é o controle do tamanho do grão tetragonal. Grãos maiores permitem a passagem da luz com menos espalhamento quando comparados aos grãos da zircônia convencional (0,2 a 0,8 μm de tamanho) uma vez que com o aumento do tamanho do grão, é reduzido o número de contatos intergranulares, uma vez que a maior fonte de dispersão é a passagem de um grão para outro. Porém, o aumento do tamanho do grão tetragonal gera uma zircônia mais suscetível ao processo de envelhecimento hidrotérmico^{19,20}. Materiais obtidos por essa tecnologia tem um ganho modesto de translucidez. A redução do tamanho do grão em escala nanométrica (abaixo dos 100 nm)²¹ também é capaz de gerar um material mais translúcido, uma vez que o grão alcança tamanhos menores que o comprimento de onda da luz visível (400 a 700 nm)²¹. Esse tipo de abordagem é empregado em aplicações não odontológicas.

Outra forma de se obter uma zircônia com maior translucidez é a modificação de sua microestrutura. Os grãos cúbicos são maiores e isotrópicos ópticos, possuindo

índice de refração menor do que os grãos tetragonais. Assim, permitem que a luz os atravessasse sem sofrer grandes desvios. Uma forma de se obter grãos cúbicos é com o aumento da quantidade de dopante (íttria, por exemplo)^{21,22}, gerando a zircônia totalmente estabilizada, porém com prejuízo da resistência mecânica, pela perda do mecanismo de tenacificação descrito para zircônia tetragonal parcialmente estabilizada²¹.

As próteses confeccionadas em zircônia são obtidas por meio da tecnologia CAD/CAM, onde é gerado um modelo digital tridimensional da boca do paciente, a partir do qual é desenhada virtualmente a peça protética. A partir da definição deste desenho virtual, essas informações são enviadas para uma fresadora que irá tornejar um bloco de zircônia, geralmente pré-sinterizado, para que seja obtida a peça física. Em seguida é realizado o procedimento de sinterização, que ocorre em uma temperatura em torno de 1500 °C.

Com o avanço da tecnologia CAD/CAM, próteses cada vez mais precisas podem ser conseguidas, porém pequenos ajustes ainda são necessários para se obter uma melhor adaptação e distribuição da carga oclusal²³. Tais ajustes somente podem ser confeccionados após a sinterização do material, uma vez que as peças em zircônia pré-sinterizadas são obtidas cerca de 20% maior do seu volume final para compensar a contração que ocorre durante o procedimento de sinterização, impossibilitando assim qualquer prova clínica e ajustes da peça pré-sinterizada. Para tanto é recomendado que tais ajustes sejam realizados de maneira que causem menos danos ao material sinterizado²⁴. No entanto, esses ajustes tendem a induzir transformação $t \rightarrow m$, o que pode interferir no comportamento mecânico da cerâmica^{11,25,26}.

Em contato com a água ou fluidos corporais como a saliva, a zircônia está sujeita a um fenômeno denominado degradação sob baixa temperatura, conhecida por LTD, do inglês *low temperature degradation*^{7,8,13,27-30}. Nesta condição, a água começa a degradar o material causando transformação de fase e pequenos defeitos na superfície, que se propagam para seu interior³¹ gerando alteração das suas propriedades mecânicas^{28,32}. Este fenômeno pode ser potencializado quando é utilizado vapor, como por exemplo, com o emprego de autoclave^{5,33,34}, o que tem sido empregado como forma de simular o envelhecimento em laboratório³⁵.

Por não ser necessário o recobrimento da zircônia translúcida por porcelana feldspática, deve-se avaliar se as alterações morfológicas e mecânicas causadas pelo procedimento de desgaste, simulando um ajuste pós sinterização, tem algum efeito

sobre as propriedades do material. Superfícies rugosas promovem maior adesão de biofilme³⁶, maior desgaste do dente antagonista³⁷⁻³⁹, além de poder promover a propagação de trincas⁴⁰ para o interior do material e torná-lo mais susceptível à degradação hidrotérmica⁸ quando comparadas a superfícies lisas. Dessa forma, devem ser estudadas maneiras de se obter superfícies mais lisas após o desgaste da zircônia sem comprometer o comportamento em relação à degradação hidrotérmica e propriedades mecânicas do material^{33,41,42}.

A hipótese nula do estudo é que o desgaste, bem como os métodos de acabamento de superfície e o envelhecimento hidrotérmico não alteram a resistência à flexão, a rugosidade e o módulo de Weibull da zircônia monolítica.

7 CONCLUSÃO

Dentre as limitações do presente estudo, as seguintes conclusões podem ser feitas:

1. Ajustes apresentam uma tendência de aumento na resistência à flexão do material Prettau, porém para o material Prettau Anterior uma tendência de redução, especialmente quando o glaze é aplicado.
2. O envelhecimento hidrotérmico aumenta a resistência à flexão do material Prettau e não causa alteração na do material Prettau Anterior, exceto para o grupo desgaste e glaze.
3. A aplicação de glaze diminui a resistência à flexão e a resistência característica em relação aos grupos sem aplicação de glaze para o material Prettau, porém, aumenta o módulo de Weibull dos dois materiais, especialmente após envelhecimento hidrotérmico.
4. Desgaste aumenta a rugosidade dos dois materiais, porém nenhum protocolo estudado foi capaz de atingir os valores do grupo sem desgaste.
5. O polimento após desgaste é desejável para a obtenção de uma superfície mais lisa, sem comprometimento da resistência à flexão.

REFERÊNCIAS*

- 1 Nääpänkangas R, Raustia A. Twenty-year follow-up of metal-ceramic single crowns: a retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2008; 21(4): 307-11.
- 2 Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007; 98(5): 389-404.
- 3 Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006; 76(2): 440-8.
- 4 Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975; 258: 703-4.
- 5 Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1): 1-25.
- 6 Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009; 4(2): 130-51.
- 7 Amaral M, Valandro LF, Bottino MA, Souza RO. Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013; 101(8): 1387-92.
- 8 Kim JW, Coval NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res*. 2010; 89(1): 91-5.
- 9 Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont*. 2006; 19(5): 442-8.
- 10 Garvie R, Nicholson P. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc*. 1972; 55: 303-5.
- 11 Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999; 15(6): 426-33.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

- 12 Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004; 71(2): 381-6.
- 13 Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev*. 2008; 44(1): 3-21.
- 14 Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*. 2004; 75(2): 292-6.
- 15 Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007; 20(4): 383-8.
- 16 Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015; 31(6): 603-23.
- 17 Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(6): 1377-84.
- 18 Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater*. 2016; 32(12): e327-37.
- 19 Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014; 93(12): 1235-42.
- 20 Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. 2004; 25(24): 5539-45.
- 21 Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014; 30(10): 1195-203.
- 22 Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater*. 2015; 31(10): 1180-7.
- 23 Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater*. 2009; 25(3): 383-91.
- 24 Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller WD, Zaslansky P et al. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practiced surface manipulations. *Acta Biomater*. 2011; 7(7): 2994-3002.

- 25 Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017; 118(5): 658-65.
- 26 Zucuni CP, Guilardi LF, Rippe MP, Pereira GKR, Valandro LF. Fatigue strength of yttria-stabilized zirconia polycrystals: Effects of grinding, polishing, glazing, and heat treatment. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 75: 512-20.
- 27 Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 87(2): 492-8.
- 28 Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2009; 1(3): 113-7.
- 29 Kobayashi, K., Kuwajima, H., Masaki, T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ion.* 1981; 3(4): 489-93.
- 30 Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent.* 2017; 63: 94-102.
- 31 Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annual Review of Materials Research.* 2007; 37(1): 1-32.
- 32 Pereira G, Amaral M, Cesar PF, Bottino MC, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015; 45: 183-92.
- 33 Cattani-Lorente M, Durual S, Amez-Droz M, Wiskott HW, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dent Mater.* 2016; 32(3): 394-402.
- 34 Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.* 1999; 82(8): 2150-54.
- 35 Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 55: 151-63.

- 36 Bürgers R, Gerlach T, Hahnel S, Schwarz F, Handel G, Gosau M. In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(2): 156-64.
- 37 Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E. Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. *Acta Biomater.* 2011; 7(7): 2986-93.
- 38 Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist - a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater.* 2008; 24(4): 433-49.
- 39 Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(4): 451-9.
- 40 Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* 2006; 27(4): 535-43.
- 41 Chun EP, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA. Microstructural analysis and reliability of monolithic zirconia after simulated adjustment protocols. *Dent Mater.* 2017; 33(8): 934-43.
- 42 Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(2): 303-9.
- 43 Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater.* 2007; 23(8): 1018-29.
- 44 Cotič J, Jevnikar P, Kocjan A. Ageing kinetics and strength of airborne-particle abraded 3Y-TZP ceramics. *Dent Mater.* 2017; 33(7): 847-56.
- 45 Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53(4): 304-13.
- 46 Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005; 33(1): 9-18.
- 47 Guilardi LF, Pereira GKR, Gündel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 65: 849-56.
- 48 Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(4): 299-309.

- 49 Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018; 119(4): 626-31.
- 50 Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017; 118(2): 216-20.