

# AVALIAÇÃO DO EFEITO DO ENVELHECIMENTO NA RUGOSIDADE SUPERFICIAL DA ZIRCONIA PRETTAU®

## EVALUATION OF AGING PROCEDURES ON THE SURFACE ROUGHNESS OF ZIRCONIA PRETTAU®

MARCELA MOREIRA PENTEADO<sup>1\*</sup>, MARCOS EDUARDO VENTURA<sup>2</sup>, KAREN CRISTINA ARCHANGELO PERDIGÃO<sup>3</sup>, ANGELO MARCELO TIRADO SANTOS<sup>4</sup>, NATHANA WENDY PRIORO SOARES<sup>5</sup>, GIOVANI DE OLIVEIRA CORRÊA<sup>6</sup>

1. Aluna do Programa de Mestrado em Clínica Integrada da UEL; 2. Aluno do Programa de Mestrado em Prótese da Uningá; 3. Aluna do Programa de Doutorado em Materiais Dentários e Prótese da UNESP; 4. Doutor em Dentística pela UNOPAR, Mestre em Clínica Integrada pela UEL; 5. Graduada do Curso de Odontologia da UEL; 6. Professor Doutor do curso de Odontologia da UEL.

\* Rua Pernambuco, 540 – Centro, Londrina, Paraná, Brasil. CEP: 86020-120. [dramarcelamoreira@hotmail.com](mailto:dramarcelamoreira@hotmail.com)

Recebido em 26/03/2016. Aceito para publicação em 11/05/2016

### RESUMO

A zircônia pode ser utilizada na confecção de coroas unitárias e múltiplas principalmente no que diz respeito à infra-estrutura, permitindo abrir mão do uso de metais. Quando estabilizada com óxido de ítrio favorece propriedades como resistência à fratura e à corrosão, estabilidade química e dureza, aliados a boa característica estética. Apesar do grande avanço tecnológico na produção da zircônia reforçada por ítrio (Y-TZP), a literatura aponta grandes questionamentos em relação à durabilidade do sistema. O objetivo dessa pesquisa laboratorial foi avaliar a rugosidade superficial da Y-TZP após contato acentuado com umidade e oscilação de temperaturas. Para isso, aferiu-se a rugosidade superficial de 16 pastilhas de Y-TZP (ZIRCONIA PRETTAU®) com 12mm de diâmetro por 1,2mm de espessura, com rugosímetro SurfTest SJ 400 (cut-off 0,8mm/ percurso 2,4mm/ velocidade 0,5mm/s) antes e após envelhecimento por termociclagem (5000 ciclos/ 5°C a 55°C/ intervalo de 20s). Duas pastilhas analisadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), sendo uma antes da termociclagem e outra após. Os dados foram submetidos ao teste de normalidade Shapiro-Wilk e test t. Após análise estatística concluiu-se que oscilação de temperatura associada com umidade não degradam a Y-TZP.

**PALAVRAS-CHAVE:** Zircônia, rugosidade de superfície, termociclagem.

### ABSTRACT

The zirconia has used at single or multiple crowns mainly infra-structure, which allows metal-free restoration. Zirconia stabilized by yttria (Y-TZP) improve fracture's resistance, corrosion's resistance, chemical stability and hardness, ally the good aesthetic. Despite the technological advance at the Y-TZP produce, the literature makes questions about the system's durability. The purpose of this lab research is evaluate the surface roughness of Y-TZP (ZIRCONIA PRETTAU®) after contact with damp and oscillation of temperature. Thereunto, it was

used 16 drop of Y-TZP (ZIRCONIA PRETTAU®) with diameter 12mm and thickness 1,2mm, with SurfTest SJ 400 (cut-off 0,8mm/ range 2,4mm/ speed 0,5mm/s) before and after thermal cycle (5000 cycles/ 5°C to 55°C/ break 20s). Two drops was to scan electronic microscopy (SEM). One of them was before thermal cycle and the other one was after thermal cycle. The results put to Shapiro-Wilk test and t test. After The restatistical analysis was concluded that the high and down temperature or dampness not degraded the Y-TZP.

**KEYWORDS:** Zircônia, surface roughness, thermal cycling.

### 1. INTRODUÇÃO

A cerâmica é um não metal inorgânico de estrutura cristalina corriqueiramente utilizado, na odontologia, na confecção de coroas unitárias e múltiplas sobre dente ou sobre implante. Suas propriedades permitem devolver aos dentes comprometidos características estéticas e funcionais adequadas, semelhantes ao próprio dente natural (BLATZ 2003; GIORDANO; MCLAREN, 2010).

Ao longo dos anos o material foi modificando-se e atualmente apresenta algumas classificações de acordo com suas características. Segundo a composição, a cerâmica odontológica pode ser classificada em: 1) Feldspática à base de sílica e feldspato (convencional); 2) Feldspática reforçada por Leucita; 3) Aluminizada por infiltrado de vidro; 4) Reforçada por Dissilicato de Lítio 5) Reforçada por Zircônia (GIORDANO; MCLAREN, 2010; SHENOY 2010; RENOW 2011).

Com a evolução para o sistema CAD-CAM, a Odontologia desfruta de um mecanismo rápido para fabricar estruturas não apenas estéticas, mas também resistentes. A cerâmica zircônia recebe destaque nesse quesito, uma vez que quando estabilizada com óxido de ítrio com granulação de 100 nm confere ao material melhor resistência à fratura, somado à resistência à corrosão,

estabilidade química e boa estética característica das cerâmicas em geral. Foi introduzida para a confecção de copings com o objetivo de eliminar os metais tradicionalmente utilizados nas metalo-cerâmicas, acompanhando a demanda crescente por estética e chegando à linha de restaurações *metal-free*. Também surgiu para minimizar e até mesmo tentar eliminar a questão comum de fratura da estrutura cerâmica (SUNDH 2005; DELLA BONA 2007; DENRYA 2008; CEHRELI 2009; HUANG 2013; REDDY 2014).

O óxido de zircônio ( $ZrO_2$ ) é um metal de transição, radiopaco, encontrado na natureza em forma mineral sempre ligado com outro componente químico, portanto ele não existe em estado puro. É determinado como polimórfico por se apresentar em 3 estados distintos: monocíclico, tetragonal e cuboide. Em temperatura ambiente encontra-se em seu estado monocíclico, mas para que ocorra a mudança de fase é preciso de altas temperaturas, uma vez que o metal entra em fusão em aproximadamente  $1.855\text{ }^\circ\text{C}$  e em ebulição a  $4.409\text{ }^\circ\text{C}$ . Com o resfriamento há expansão volumétrica de 3 a 4%, o que é suficiente para gerar estresse e fendas. Para contornar essa questão associa-se óxidos estabilizadores como  $CaO$ ,  $MgO$ ,  $CeO_2$ , porém o óxido de ítrio ( $Y_2O_3$ ) foi o que obteve melhores resultados para a cerâmica, sendo conhecida como zircônia ítria policristal tetragonal ou zircônia reforçada por ítrio (Y-TZP), a qual em temperatura ambiente apresenta-se em seu estado tetragonal, o que também demonstra melhores propriedades para a cerâmica (ONG 2004; REDDY; SUNDH 2014).

Os cristais de ítrio inseridos na zircônia são pequenos para favorecer o término adequado em ângulo agudo e os núcleos são estáveis, apresentando resistência à flexão em torno de 900 a 1200 MPa (DELLA BONA 2009; ZARONE 2010). A zircônia reforçada por 3 a 4% em mol de  $Y_2O_3$  ou 6 a 8% em massa é suscetível à corrosão a quente (próximo a  $1200\text{ }^\circ\text{C}$ ), já a ítria que tem caráter básico pode reagir com sulfatos e vanadatos que apresentam caráter ácido, reduzindo a estabilização da cerâmica. Quando a cerâmica não está estável, ela pode oscilar entre as fases e induzir microtrincas ou até mesmo deformar (GRANT, 2001; PJETURSSON, 2007; PALOMINO et al, 2013).

Quando ocorre sobrecarga na Y-TZP, as partículas ao redor do ponto de stress mudam da fase tetragonal para monocíclica gerando aumento de volume de cada partícula. Esse fenômeno resulta em compressão do início da micro-trinca e evita a sua propagação, consequentemente impede o desenvolvimento das rachaduras até chegar à fratura da cerâmica (KIM 2000; LUGHI 2010).

É a cerâmica mais resistente no âmbito odontológico principalmente no que diz respeito às condições de fraturas, porém essa característica dificulta o manejo através da técnica manual. Com a tecnologia do sistema CAD-CAM, o trabalho com materiais extremamente

rígidos tornou-se viável, permitindo a construções de próteses fixas em regiões posteriores onde sofrem grande esforço mastigatório (CEHRELI 2009; ZARONE 2010). A excelência das propriedades físicas, mecânicas e térmicas da Y-TZP, como alta resistência mecânica, tenacidade à fratura, dureza, resistência ao desgaste e baixo coeficiente de expansão térmica são bem descritas na literatura. Alguns autores afirmam que apresenta inclusive resistência à variação de pH do meio oral e consequente resistência à degradação (KELLY 2008; VAGKOPOULOUS 2009).

As fases da Y-TZP são bastante estudadas, pois as mudanças de temperatura durante a sinterização geram contração volumétrica, responsáveis pela existência de trincas. A ISO 13356 (Implants for surgery ceramic materials based on yt-48 - 1º Trimestre de 2014 tria-stabilized tetragonal zircônia) apresenta especificações da Y-TZP para uso como material para implantes. É considerada biocompatível e bioestável, além de determinar o percentual máximo de 20% de fase monocíclica (SANTOS 2014). Mudanças da fase tetragonal para a monocíclica também são observadas em temperatura de 100 a  $500\text{ }^\circ\text{C}$  em contato com água ou com fluido corporal a  $37\text{ }^\circ\text{C}$ , dependendo do tempo de exposição. A grande importância é saber o impacto do fenômeno na degradação da zircônia e consequente aumento na rugosidade de superfície a longo prazo (MELO, 2014). Estudos prévios relatam relação proporcional entre a predominante presença da fase tetragonal e aumento da rugosidade de superfície (KIM 2009; ALGHAZZAWI 2012; KOHORST 2012).

Apesar do grande avanço tecnológico na produção da Y-TZP, a literatura aponta grandes questionamentos em relação à durabilidade do sistema diante de mudanças de temperatura e umidade, fatos que comumente ocorrem na cavidade oral (CHEVALIER 1999; SUNDH 2005; MELO 2014). Também não há concordância em relação ao método de cimentação (. O objetivo dessa pesquisa laboratorial foi avaliar a rugosidade superficial da Y-TZP, após contato acentuado com umidade e oscilação de temperaturas.

## 2. MATERIAL E MÉTODOS

Confeccionou-se 16 pastilhas de zircônia policristal tetragonal incorporada por ítria (Zirconia Prettau®) de acordo com a norma ISO 6872, através de programa de computador para desenho gráfico e usinagem em equipamento de controle numérico computadorizado de 5 eixos de alta rotação (Zirconzahn®).

Cada pastilha apresentava 12mm de diâmetro por 1,2mm de espessura. Foram marcados 3 pontos com  $120^\circ$  entre eles através de ponta diamantada esférica 1012 (KG Sorensen – Cotia – São Paulo - Brasil), sendo substituídas a cada 4 espécimes. Individualmente as pastilhas foram acopladas em um suporte confeccionado

com silicone de condensação (Clonage - DFL – Rio de Janeiro – Brasil) manipulado segundo as recomendações do fabricante e submetida a teste de rugosidade inicial, com aferição nos 3 pontos demarcados em cada pastilha, com os quais obteve-se uma média por pastilha. O rugosímetro SurfTest SJ 400 (Mitutoyo America – Aurora – Illinois - EUA) foi calibrado com filtro de medição cut-off de 0,8mm, comprimento total percorrido de 2,4mm e velocidade de leitura de 0,5mm/s.

**Tabela 1.** Médias dos 3 pontos de aferição da rugosidade de superfície das pastilhas de zircônia em  $\mu\text{m}$ , antes e depois do processo de termociclagem).

PASTILHAS	RUGOSIDADE ANTES DA TERMOCICLAGEM	RUGOSIDADE APÓS TERMOCICLAGEM
Pastilha 1	0,87	0,59
Pastilha 2	0,61	0,61
Pastilha 3	0,69	0,54
Pastilha 4	0,7	0,56
Pastilha 5	0,66	0,5
Pastilha 6	0,76	0,67
Pastilha 7	0,81	0,52
Pastilha 8	0,54	0,56
Pastilha 9	0,63	0,6
Pastilha 10	0,58	0,57
Pastilha 11	0,6	0,61
Pastilha 12	0,76	0,52
Pastilha 13	0,7	0,48
Pastilha 14	0,57	0,56
Pastilha 15	0,66	0,54
Pastilha 16	0,63	0,55

As pastilhas foram submetidas a tratamento de envelhecimento simulando o que ocorre dentro da cavidade oral em torno de 1 ano. Para isso, utilizou-se termociclagem com 5000 ciclos, oscilação de temperatura em 5°C a 55°C (banho frio/ banho quente) e intervalo de 20 segundos entre as trocas de temperatura (KORKUT 2011), através da termocicladora Ethik technology (São Paulo – Brasil).

Após envelhecimento realizou-se nova aferição de rugosidade de superfície executada pelo mesmo operador e nos mesmos pontos demarcados, chegando aos resultados apresentados na tabela 1. Os dados passaram por teste de normalidade Shapiro-Wilk e teste t.

Dois pastilhas (uma antes da termociclagem e uma após) foram analisadas por MEV em microscópio eletrônico Quanta 200 (Fei – Hillsboro – Oregon – EUA), ajustado em baixo vácuo e 20kV, em aumento de 250 vezes e 2000 vezes para obtenção de imagens em alta resolução. Inicialmente as pastilhas foram fixadas com fita dupla face em stub e levadas a pulverização de partículas de ouro no equipamento Bal-Tec SCD 050 (Bal-Tec – Balzers – Liechtenstein) para formação de

camada de 25nm de metal para condução de feixes de elétrons (Figura 2 a 5).

### 3. DISCUSSÃO

Através da análise estatística, os dados passaram por teste de normalidade Shapiro-Wilk com  $p > 0,05$  (Tabela 2) e teste t com amostras pareadas em distribuição normal (Tabela 3). A rugosidade de superfície apresentou-se estatisticamente inferior após a termociclagem em comparação com as médias aferidas inicialmente, passando de 0,6731 para 0,5613 com  $p$  bilateral = 0,0007.

Com as imagens da MEV observa-se que após a termociclagem as partículas aparecem mais arredondadas e com cristais mais uniformes.

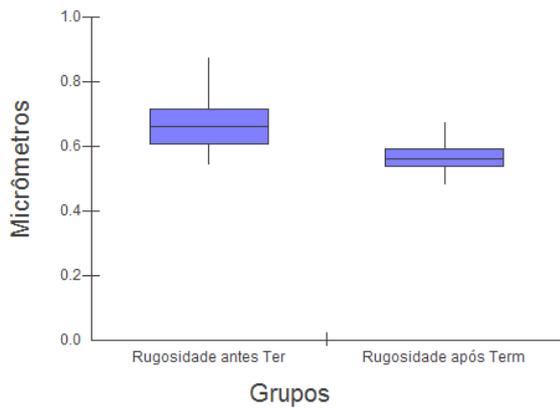
**Tabela 2.** Teste de Shapiro-Wilk

Resultados	- 1 -	- 2 -
Tamanho da amostra =	16	16
Média =	0.6731	0.5613
Desvio padrão =	0.0912	0.0475
W =	0.9587	0.9732
p =	0.6122	0.8529

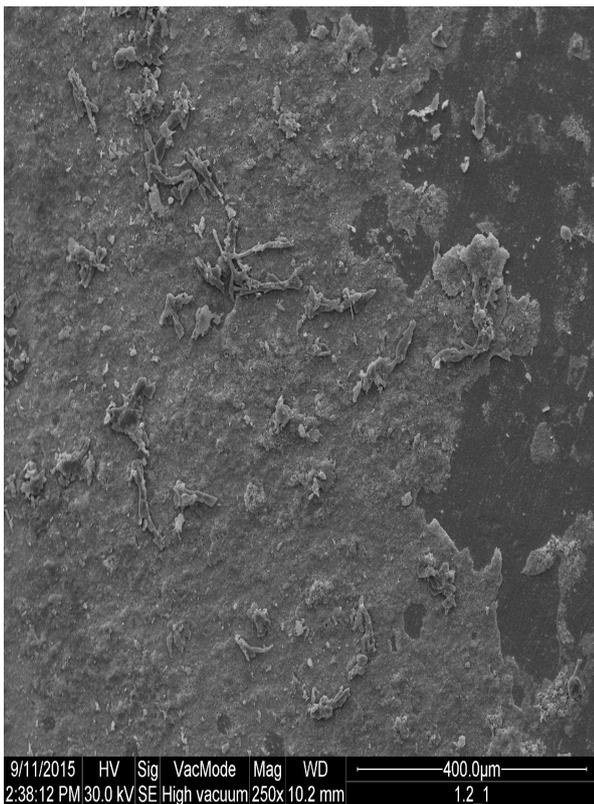
( $p > 0,05$ ).

**Tabela 3.** Test t para avaliação de rugosidade de superfície antes e após termociclagem com IC 95%.

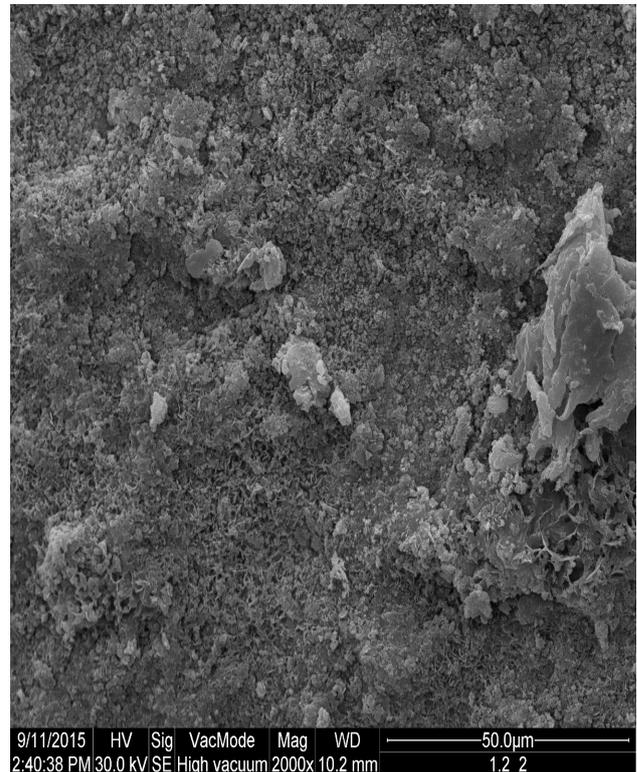
	- 1 -Rugosidade antes Termociclagem	- 2 -Rugosidade após Termociclagem
N	16	16
Média	0.6731	0.5613
Desvio Padrão	0.0912	0.0475
Erro Padrão	0.0228	0.0119
Desv. Padrão da Diferença	0.1053	---
Erro Padrão da Diferença	0.0263	---
Média das diferenças	0.1119	---
(t)=	4.2482	---
Graus de Liberdade	15	---
(p) unilateral =	0.0003	---
(p) bilateral =	0.0007	---
IC (95%)	0.0558 a 0.1680	---
IC (99%)	0.0343 a 0.1895	---



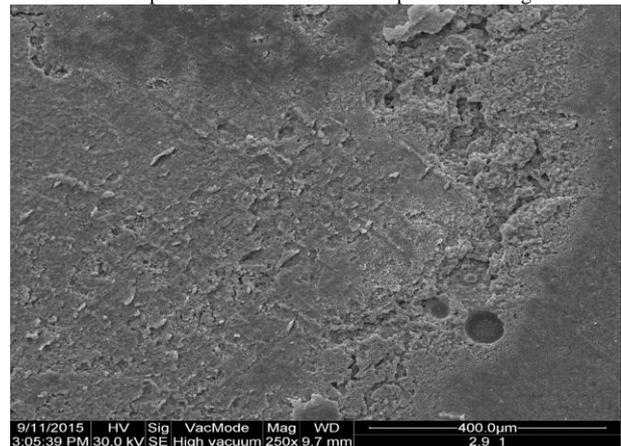
**Figura 1.** Box Plot antes e depois da termociclagem. O gráfico que aponta a mediana e os percentis de 25% e 75% dos grupos.



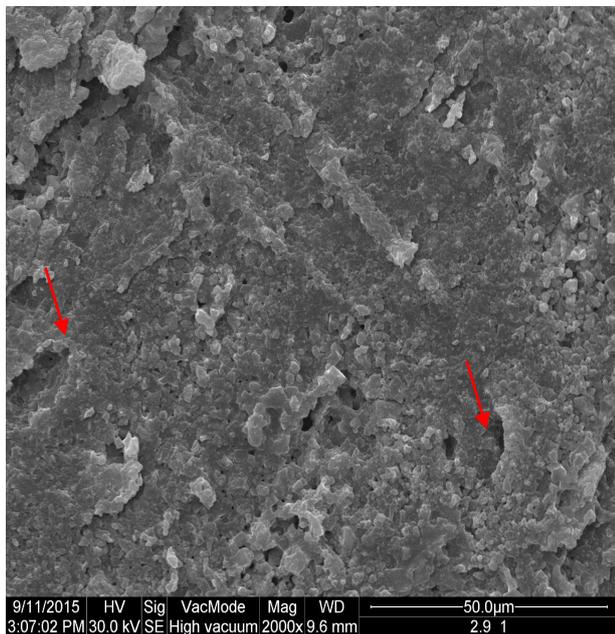
**Figura 2.** Imagem de MEV em aumento de 250 vezes da pastilha de Y-TZP antes do processo de envelhecimento por termociclagem.



**Figura 3.** Imagem de MEV em aumento de 2000 vezes da pastilha de Y-TZP antes do processo de envelhecimento por termociclagem.



**Figura 4.** Imagem de MEV em aumento de 250 vezes da pastilha de Y-TZP depois do processo de envelhecimento por termociclagem.



**Figura 4.** Imagem de MEV em aumento de 2000 vezes da pastilha de Y-TZP depois do processo de envelhecimento por termociclagem. As setas mostram depressões.

#### 4. DISCUSSÃO

Diferentemente de outras marcas comerciais de Y-TZP, a Zirconia Prettau® não sofre degradação de sua superfície após envelhecimento por termociclagem representando 1 ano de uso na cavidade bucal, contrariando a hipótese da pesquisa. A rugosidade de superfície após a termociclagem foi menor do que as médias inicialmente encontradas e apresentam diferença estatística significativa. Isso demonstra que a oscilação de temperatura e umidade não degradaram a Y-TZP, pelo contrário as pastilhas ficaram mais polidas.

Tratando-se de uma cerâmica utilizada em infra-estruturas de restaurações *metal-free* esse polimento obtido pode interferir na cimentação. A literatura aponta diversas condições para realizar a cimentação da Y-TZP. Dentro delas há a forma tradicional com fosfato de zinco que está altamente associada com o preparo da estrutura dentária (BLATZ 2007; DELLA BONA 2009; BELO 2013) ou a forma adesiva, onde há grande variância em relação aos tratamentos de superfície possíveis como jateamentos e primers. Esses recursos visam gerar pequenas ranhuras que favoreçam o embricamento mecânico na cimentação adesiva, uma vez que a Y-TZP é ácido resistente. Essa ineficácia do ácido fluorídrico deve-se ao fato do aumento em volume dos grãos para favorecer a tenacidade à fratura da cerâmica, porém a porção vítrea é diminuída (DELLA BONA 2007).

Qualquer alteração na topografia da Y-TZP no sentido de alisar a cerâmica não é favorável ao processo de cimentação independente da técnica utilizada. Além das questões mencionadas acima, qualquer espaço existente

entre a peça e a estrutura dentária pode levar à microinfiltração. A diminuição da rugosidade de superfície pode ter ocorrido devido à temperatura submetida não ser superior à 55°C. Provavelmente em temperaturas maiores a Y-TZP pode mudar da fase tetragonal para monocíclica e a topografia tornar-se mais rugosa como apontam Kim (2009), Alghazzawi (2012) e Kohorst (2012), caracterizando a perda das propriedades mecânicas tão favoráveis na fase tetragonal.

As imagens obtidas por MEV permitem observar a microestrutura das pastilhas e comparar a topografia entre elas antes e depois da termociclagem. De forma geral, as pastilhas de Y-TZP apresentam aglomerados de partículas cristalinas dispersas por toda sua extensão. Em aumento de 2000 vezes antes da termociclagem aparecem aglomerados de forma irregular sobrepostos uns aos outros com pequenos orifícios em algumas regiões, formando uma trama que os unem. Já nas imagens de mesmo aumento após a termociclagem os aglomerados aparecem mais arredondados, justificando a queda nos valores médios de rugosidade de superfície. Além disso, observa-se depressões sutis e micro-trincas de pequenas extensões. As partículas ao redor do ponto de stress comprimiram a micro-trinca evitando que a sua extensão quebrasse a pastilha de Y-TZP.

#### 5. CONCLUSÃO

Baseado nas análises desses estudos, conclui-se que:

- 1) Após envelhecimento por termociclagem a ZIRCONIA PRETTAU® apresenta-se menos rugosa.
- 2) Oscilação de temperatura e umidade causam depressões e micro-trincas no seu interior, porém não há fratura.
- 3) A ZIRCONIA PRETTAU® apresenta comportamento diferente em relação aos resultados encontrados em outros tipos de Y-TZP, segundo relatos da literatura.

#### REFERÊNCIAS

- [01] ALGHAZZAWI, T.F.; LEMONS, J.; LIU, P.R.; ESSING, M.E. BARTOLUCCI, A.A. et.al. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *J Prosthodont*, v.21, n.5, p.363-9, 2012.
- [02] BELO, Y.D.; SONZA, Q.N.; BORBA, M.; BONA, A.D. Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. *Cerâmica*, v.59, n.351, p.633-9, 2013.
- [03] BLATZ, M.B.; SADAN, A. KERN, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthet Dentistry*, v. 89, n.3, p.268-74, 2003.
- [04] BLATZ, M.B.; SWIFT, E.J. Adhesive cementation of high-strength ceramics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, v.19, p.238-39, 2007.
- [05] CEHRELI, M.C.; KOKAT, A.M. AKCA, K. CAD-CAM Zirconia vs. Slip-cast glass-infiltrated Alumina/ Zirconia

- all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J. Appl Oral Sci*, v. 17, n.1, p. 49-55, 2009.
- [06] CHEVALIER, J.; CALLES, B.; DROUIN, J. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc*, v.82, n.4, 1999.
- [07] PALOMINO, D.M.E.; HERNEY, G.R. Cementación de estructuras para prótesis parcial fija en zirconia. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, v.24, n.2, p. 321-335, 2013.
- [08] DELLA BONA, A; BORBA, M.; BENETTI, P.; CECECCHETTI, D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res*, v.21, n.1, p.10-5, 2007.
- [09] DELLA BONA, A. Bonding to ceramic: scientific evidences for clinical dentistry. 1a Ed., Artes Médicas, São Paulo, SP, p.254, 2009.
- [10] DENRYA, I.; KELLY, JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.*, v.24, n.3, p.299-307, 2008.
- [11] GIORDANO, R.; MCLAREN, E.A. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, v. 31, n. 9, p. 682-97, nov-dez. 2010.
- [12] HUANG, S; ZHANG, B; HUANG, Z; GAO, W; CAO, P. Crystalline phase formation microstructure and mechanical properties of a lithium disilicate glass-ceramic. *Journal of Materials Science*, v. 48, n. 1, p. 251-7, 2013.
- [13] ISO Implants 13356:2008(E). Implants for surgery — Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). v. ISO 2008. p. 20.
- [14] KELLY, R.; DENRY, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials*, v. 24, p.289-98, 2008.
- [15] KIM, H.T.; HAN, J.K.; YANG, J.H.; LEE, J.B. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont*, v.1, n.3, p.113-7, 2009.
- [16] KIM, D.J.; LEE, M.H.; LEE, D.Y.; HAN, J.S. Mechanical properties, phase stability, and biocompatibility of (Y, Nb)-TZP/Al(2) O(3) composite abutments for dental implant.. *J Biomed Mater*, v.53, p.438-43, 2000.
- [17] KOHORST, P.; BORCHERS, L.; STREMPER, J.; STIESCH, M.; HASSEL, T.; BACH, F.W.; HUBSCH, C. Low-temperature degradation of diferente zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater*, v.101, n.8, p.1213-20, 2012.
- [18] LUGHI, V.; SERGO, V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*, v.26, p.807-20, 2010.
- [19] MELO, R.M.; MACHADO, J.P.; BOTTINO, M.A.; SOUZA, R.O.A. Effects of aging rocedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO<sub>2</sub>-based dental ceramic. *Dental materials*, v.30, n.12, p.396-404, 2014.
- [20] ONG, J.L.; CARNES, D.L.; BESSHO, K. Evaluation of titanium plasma-sprayed and plasma-sprayed hydroxyapatite implants in vivo. *Biomaterials*, v.25, p.4601-06, 2004.
- [21] PJETURSSON, B.E.; SAILER, I.; ZWAHLEN, M.; HAMMERLE, C.H. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metalceramic reconstructions afeter an observation period of at least 3 years. Part I: Single crows. *Clin Oral Implants Res*, v.18, n.3, p. 73-85, 2007.
- [22] REDDY, S.M.; VIJITHA, D.; DEEPAK, T.; BALASUBRAMANIAN, R.; SATISH, A. Evaluation of shear bond strength of zirconia bonded to dentin after various surface treatments of zirconia. *J Indian Prosthodont Soc.*, v.14, n.1, p.38-41, 2014.
- [23] RENOW, E.D.; SILVA, N.R.F.A.; COELHO, P.G.; ZHANG, Y.; GUESS, P.; THOMPSON, V.P.; Performance of dental ceramic: challenges for improvements. *Critical reviews in Oral Biology & Medicine*, v. 9, n.8, p. 937-52, 2011.
- [24] SANTOS, H.E.S.; ELIAS, C.N.; SANTOS, C.; RESENDE, C.R.S. Caracterização da zircônia policristalina estabilizada por ítria por difração de raios-X. *Revista Militar de Ciência e Tecnologia*, v.XXXI, p.41-57, 2014.
- [25] SHENOY, A.; SHENOY, N. Dental ceramics: an update. *Journal of Conservative Dentistry*, v. 13, n. 4, p. 195-203, out-dez. 2010.
- [26] SUNDH, A.; MOLIN, M.; SJORGREN, G. Fracture resistance os yttrium oxide partially stabilized zircônia all-ceramic brigdes after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.*, v. 21, n. 5, p. 476-82, 2005.
- [27] VAGKOPOULOUS, T.; KOUTAYASS, O.; KOIDS, P.; STRUB, J.R. Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of a Upcoming Bioceramic. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, v. 4, n. 2, p.131-51, 2009.
- [28] ZARONE, F.; RUSSO, S.; SORRENTINO, R. From porcelainfused-to-metal to zircônia: Clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, v. 20, 2010.