



UNESP – Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



Gabriel Rodrigues Hatanaka

**Efeito da ressinterização sobre a resistência à flexão
da zircônia *Y-TZP* em função do desgaste**

Araraquara

2014



UNESP – Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



Gabriel Rodrigues Hatanaka

Efeito da ressinterização sobre a resistência à flexão da zircônia *Y-TZP* em função do desgaste

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de Mestre em Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Lígia Antunes Pereira Pinelli

Araraquara

2014

GABRIEL RODRIGUES HATANAKA

EFEITO DA RESSINTERIZAÇÃO SOBRE A RESISTÊNCIA À FLEXÃO DA ZIRCÔNIA Y-TZP EM FUNÇÃO DO DESGASTE

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do grau de mestre

Presidente e orientadora: **Profa. Dra. Lígia Antunes Pereira Pinelli**

2º examinador: **Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis**

3º examinador: **Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**

Araraquara, 27 de Fevereiro de 2014.

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: Mestrado em Reabilitação Oral - Faculdade de Odontologia de
Araraquara - UNESP

DEDICATÓRIA

Agradeço primeiramente a **Deus**, que me concedeu a vida, que permitiu que eu fosse criado em um lar com muito amor, que me deu sabedoria e tudo o que tenho hoje.

Aos meus pais, **Tacachi Hatanaka** e **Sueli do Carmo Rodrigues Hatanaka**, que sempre me apoiaram em todos os momentos da minha vida, desde os meus primeiros passos.

À minha orientadora, **Profa. Dra. Lígia Antunes Pereira Pinelli**, pelos ensinamentos e pela amizade ao longo do tempo em que trabalhamos juntos.

À **Gabriela Scatimburgo Polli**, por todo apoio, dedicação, carinho e amor, incondicionais.

Aos meus irmãos **Rafael Rodrigues Hatanaka** e **Daniel Rodrigues Hatanaka**, pelo companheirismo em todos os momentos e a todos os meus familiares que sempre estiveram ao meu lado.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP na pessoa de sua diretora, **Profa. Dra. Andréia Affonso Barretto Montandon** e na pessoa de sua vice-diretora, **Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato**.

Aos funcionários e docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese na pessoa de seu chefe **Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior** e na pessoa de sua vice-chefe **Profa. Dra. Lígia Antunes Pereira Pinelli**.

Ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral na pessoa de sua coordenadora, **Profa. Dra. Ana Claudia Pavarina** e na pessoa de sua vice-coordenadora, **Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca**.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP pelo auxílio financeiro concedido para a realização deste trabalho (processo nº 2011/11509-6).

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES pela bolsa de mestrado concedida durante a realização deste trabalho.

À Disciplina de Prótese Fixa Convencional e Sobre Implantes da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

Ao professor e amigo **José Maurício dos Santos Nunes Reis** por estar sempre presente e disposto a compartilhar seu conhecimento.

Aos amigos **Filipe de Oliveira Abi-Rached** e **Laiza Maria Grassi Fais** por estarem sempre dispostos a ajudar, contribuindo de forma significativa para a execução deste trabalho.

Ao Grupo de Físico-Química de Materiais do Instituto de Química desta Universidade (GFQM-IQ) pelas medidas de Difração de Raios X.

E a todos os amigos que fazem parte da minha vida.

“A grandeza não consiste em receber honras,mas em merecê-las.”

Aristóteles

Hatanaka GR. Efeito da ressinterização sobre a resistência à flexão da zircônia *Y-TZP* em função do desgaste [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar o efeito da ressinterização sobre a resistência à flexão da zircônia parcialmente estabilizada por ítria do sistema Lava™ após desgastes com e sem irrigação. Barras de zircônia foram distribuídas em 6 grupos ($n=16$) combinando-se a realização ou não de desgaste (D), irrigação(I) e ressinterização (R) de forma a compor os seguintes grupos: D^-R^- (controle), D^-R^+ , $D^+I^-R^-$, $D^+I^-R^+$, $D^+I^+R^-$ e $D^+I^+R^+$. Os desgastes (0,3 mm) foram realizados em dispositivo padronizador utilizando fresa diamantada para zircônia (150 μm) em alta rotação com ou sem irrigação com spray de água. A ressinterização foi conduzida a 1000 °C por 30 minutos. O teste de resistência à flexão em 4 pontos foi realizado na máquina MTS810 (10 KN, 0,5 mm/min). Para análise da topografia superficial foi utilizado microscópio eletrônico de varredura (MEV) e para a identificação das fases difratômetro de raios X. Os dados foram analisados por meio da análise de variância de Kruskal-Wallis e teste Dunn ($\alpha=0,05$). A resistência à flexão foi estatisticamente maior para os grupos desgastados (D^+) quando comparado aos não desgastados (D^-), independente da realização de irrigação. A MEV não mostrou diferença na topografia superficial entre os grupos desgastados e a análise por DRX mostrou que para os grupos D^+ houve a presença de fase monoclinica que desapareceu após a ressinterização. Concluiu-se que o procedimento de desgaste, com ou sem irrigação, aumentou a resistência à flexão da zircônia *Y-TZP* e induziu a transformação de fase de tetragonal para monoclinica e que a ressinterização manteve a resistência à flexão, não sendo detectada fase monoclinica após o tratamento térmico.

Palavras-chave: Cerâmica, Resistência de Materiais, Tratamento Térmico.

Hatanaka GR. Effect of resintering on flexural strength of Y-TZP dental ceramic after grinding [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the resintering effect on the flexural strength of zirconia partially stabilized by yttria of Lava™ system after wet and dry grinding. Bar shaped specimens were distributed into 6 groups (n=16) according to grinding (G), water coolant (W) and resintering (R) to compose the following groups: G⁻R⁻ (control), G⁻R⁺, G⁺W⁻R⁻, G⁺W⁻R⁺, G⁺W⁺R⁻, G⁺W⁺R⁺. Grinding (0.3 mm) were conducted in a standardize grinding device using high-speed handpiece and 150 µm diamond bur with or without water coolant. Resintering was conducted at 1000°C for 30 minutes. Four-point bending test was made in MTS 810 (10 KN, 0.5 mm/min). It was used scanning electron microscope (SEM) for analysis of surface topography and X-ray diffractometer for the identification of phases. Data were analyzed by Kruskal-Wallis analysis of variance and Dunn's test ($\alpha=.05$). Flexural strength was statistically higher for ground groups (G⁺) than for non-ground groups (G⁻), regardless of water coolant. SEM showed no difference in surface topography between ground groups and XRD analysis showed that for G⁺ groups the presence of monoclinic phase disappeared after resintering. It was concluded that grinding, regardless of water coolant, increased the flexural strength of Y-TZP zirconia and induced the tetragonal-monoclinic transformation, resintering did not change the strength and no monoclinic phase was found after heat treatment.

Keywords: Ceramics, Material Resistance, Thermic Treatment.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	11
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	15
3	PROPOSIÇÃO.....	45
4	MATERIAL E MÉTODO.....	46
4.1	<i>Corpos-de-prova e composição dos grupos experimentais.....</i>	46
4.2	<i>Tratamentos experimentais.....</i>	49
4.2.1	<i>Desgastes.....</i>	49
4.2.2	<i>Ressinterização.....</i>	50
4.3	<i>Ensaio mecânico de resistência à flexão.....</i>	50
4.4	<i>Caracterização das superfícies.....</i>	52
4.5	<i>Forma de análise dos resultados.....</i>	53
5	RESULTADO.....	54
5.1	<i>Resistência à flexão.....</i>	54
5.2	<i>Topografia de superfície.....</i>	55
5.3	<i>Difratometria de raios X.....</i>	57
6	DISCUSSÃO.....	60
7	CONCLUSÃO.....	65
	REFERÊNCIAS.....	66
	APÊNDICE.....	74

1 INTRODUÇÃO

Segundo Ardlin⁵ (2002) a busca por materiais restauradores mais resistentes, estéticos e quimicamente estáveis tem direcionado o foco das pesquisas para a zircônia, uma vez que esta preenche tais requisitos, sendo a cerâmica odontológica mais estudada na atualidade.

A zircônia é um material polimórfico que apresenta três formas cristalinas: cúbica (c), tetragonal (t) ou monoclínica (m). Da temperatura ambiente até 1170°C, a zircônia pura é monoclínica, de forma estável⁴¹. Acima desta temperatura ela se transforma em tetragonal e depois em cúbica entre 2370°C e 2680°C^{16,40}. Durante o resfriamento, a transformação $t \rightarrow m$ ocorre por volta de uma temperatura de 970°C, quando concomitantemente ocorre uma expansão volumétrica de aproximadamente 3 a 5%^{16,31}, gerando trincas e fratura espontânea do material, inviabilizando, dessa forma, a utilização da zircônia em sua forma pura.

Devido a problemas como a redução das propriedades mecânicas e da densidade, associados à transformação $t \rightarrow m$ que ocorre durante o resfriamento, inúmeros óxidos como ítria, céria, magnésia e cálcia, denominados estabilizantes, foram introduzidos à zircônia com o intuito de originar e estabilizar a forma tetragonal em temperatura ambiente¹⁶. Já se sabe que a adição de óxido de ítrio, por exemplo, pode controlar a expansão de volume e propiciar alta resistência à flexão e tenacidade à fratura³⁴.

Entretanto, mesmo com a zircônia metaestabilizada, quando são geradas tensões por uma trinca, partículas na fase metaestável tetragonal se transformam em monoclínica. Com isso ocorre um aumento de volume em função da transformação o que causa tensões compressivas sobre as superfícies da trinca nas regiões próximas à sua extremidade, opondo-se à trinca e, conseqüentemente, impedindo sua propagação⁵⁰.

De acordo com Denry, Kelly¹³ (2008), na Odontologia, as cerâmicas que contêm zircônia dividem-se em três grupos: 1) zircônia tetragonal policristalina (*TZP*); 2) zircônia parcialmente estabilizada (*PSZ*) e 3) alumina tenacificada por zircônia (*ZTA*). A zircônia parcialmente estabilizada por ítria (*Y-TZP*) exibe propriedades fundamentais que chamam a atenção tanto da área biomédica como da engenharia, tais como biocompatibilidade, alta dureza, tenacidade, resistência ao desgaste, bom comportamento friccional e não magnético, isolamento elétrico, baixa condutibilidade térmica, resistência à corrosão em ácidos e álcalis, módulo de elasticidade próximo ao do aço e coeficiente de expansão térmica semelhante ao do ferro³³.

Por estes motivos, a *Y-TZP* tem sido utilizada como infraestrutura de coroas totais e próteses fixas sem metal^{41,45,36}, para a confecção de implantes e pilares sobre implantes^{29,52} e para a manufatura de brackets ortodôntico⁴⁶. Segundo Chevalier¹⁰ (2006) o uso da zircônia tem ganhado significativa popularidade, aumentando mais de 12% a cada ano. Studart et al.⁴⁷ (2007) demonstraram que as cerâmicas à base de zircônia são os materiais mais apropriados para resistir às elevadas tensões que incidem sobre próteses múltiplas totalmente cerâmicas, podendo ser utilizada para a confecção de estruturas com até sete elementos.

Conforme Glauser et al.¹⁷ (2004), o uso de pilares de zircônia proporciona novas oportunidades para reabilitações sobre implantes e oferece estabilidade suficiente para suportar as reabilitações implantorretidas, especialmente na região de incisivos e pré-molares. Os pilares de zircônia são radiopacos e estéticos, possuem biocompatibilidade bem documentada, além de serem indicados para áreas com limitada altura de tecido gengival⁹, pois minimizam a cor cinza transmitida através dos tecidos peri-implantares, associada aos componentes metálicos convencionalmente utilizados⁵⁴.

Atualmente, os resultados científicos sobre a resistência de pilares de zircônia incluem a aplicação de cargas estáticas e termodinâmicas, estando os valores obtidos entre 405 N e 737 N^{6,7,9}.

Tais valores permitem que o pilar de zircônia resista de forma segura às forças oclusais fisiológicas máximas (300 N) na região anterior da maxila^{2,21}. Entretanto, como já sugerido em alguns estudos delineados para avaliar a resistência da zircônia utilizada em infraestruturas, procedimentos de acabamento, polimento, jateamento¹ e tratamento térmico^{12,19} podem alterar suas propriedades. Garvie et al.¹⁶ (1975) foram os primeiros a indicar que o desgaste aumenta a resistência das cerâmicas que contêm zircônia na fase metaestável tetragonal quando comparado a um polimento fino. Segundo esses autores, esse fenômeno se deve à transformação de fase $t \rightarrow m$ e,consequentemente, à formação de forças compressivas superficiais.

Conforme alguns autores,^{32,48} a influência do desgaste/acabamento na resistência flexural da zircônia é contraditória e relacionada ao volume percentual de transformação desse material, o qual, por sua vez, depende da metaestabilidade da transformação $t \rightarrow m$, da severidade do desgaste e da temperatura desenvolvida localmente^{19,53}. Uma explicação para a menor resistência à flexão e menor teor de fase monoclinica observadas por Guazzato et al.¹⁹ (2005) após procedimento de desgaste, é devido ao aumento de temperatura, propiciando a transformação reversa da fase monoclinica para tetragonal. Além disso, segundo os autores, quando se utiliza irrigação, ocorre a manutenção da fase monoclinica e maiores valores de resistência à flexão.

O tratamento térmico induz a transformação reversa da fase monoclinica para tetragonal, gerando redução das forças compressivas e, consequentemente, da resistência à flexão. Um material totalmente tetragonal é desejável por ser mais resistente à degradação em baixas temperaturas³⁷, que ocorrem em ambientes úmidos, como no caso da cavidade oral.Com a diminuição da quantidade de cristais na fase monoclinica, e liberação das tensões, cria-se um material que apesar de menos resistente é mais estável¹⁹. O tratamento térmico também é capaz de selar trincas pequenas e reduzir o tamanho de trincas maiores²².

Desconsiderando-se os efeitos do método de confecção do pilar (personalização ou preparo convencional)^{31,32,35}, Nakamura et al.³⁹ (2010) atentam para a necessidade de ajustes clínicos e laboratoriais dos pilares de zircônia por meio de fresas diamantadas em alta rotação ou pedras montadas em baixa rotação, os quais podem alterar a resistência do material. Ainda não há na literatura, um protocolo definido para a confecção de desgastes na zircônia, seja ele clínico ou laboratorial, uma vez que diferentes autores reportam, após o desgaste, aumento^{12,19,43,51,55}, diminuição^{1,11,14,26,27,30,31,32,35} ou nenhuma alteração^{2,4,25} da resistência à flexão, sendo necessários mais estudos nesta área.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Garvie et al.¹⁶, em 1975, realizaram um estudo sobre o óxido de zircônio, apresentando três fases deste material: monoclinica, tetragonal e cúbica. Segundo o estudo realizado, a transição entre as duas primeiras fases está envolvida com um grande aumento volumétrico o que previne as propriedades refratárias da zircônia pura, possibilitando sua indicação como cerâmicas estruturais. A transformação de fase pode ser reprimida pela total estabilização na forma cúbica, mas é reconhecido que as melhores propriedades mecânicas são obtidas em um material multifásico conhecido como zircônia parcialmente estabilizada na fase tetragonal. É conhecido que uma fina camada de fase monoclinica na zircônia cúbica estabiliza a matriz, aumentando a resistência da zircônia parcialmente estabilizada. A dispersão da fase tetragonal metaestável na zircônia cúbica também pode ser obtida e promove aumento no mecanismo de tenacificação.

Em 1979, Haraldson et al.²¹ compararam a função do sistema mastigatório de pacientes reabilitados com próteses sobre implantes e dentados naturais. Para tanto, 13 mulheres com idade entre 42 e 59 anos com próteses sobre implantes confeccionadas nos últimos sete anos e 10 controles dentados correspondentes foram submetidos à avaliação clínica, mensuração da força de mordida e eletromiografia durante a mordida e atividade postural, além da avaliação da satisfação com sua capacidade mastigatória por meio de questionários. Ambos os grupos estavam satisfeitos com a capacidade mastigatória. O estado do sistema mastigatório foi determinado clinicamente pela presença de disfunção. A força de mordida foi avaliada em três níveis: 1- mordida fraca, 2- mordida durante mastigação e 3- mordida máxima. Não houve diferença entre os grupos em nenhum dos três níveis de mordida nem durante a atividade postural, bem como em relação à disfunção. Os autores concluíram que os pacientes com prótese sobre implantes possuem função mastigatória semelhante aos pacientes com dentição natural ou com próteses convencionais de mesma extensão.

Nakajima et al.³⁸, em 1984, investigaram a estabilidade da zircônia Y-PSZ contendo de 2 a 5 % de ítria em soluções aquosas. A quantidade de fase monoclinica da superfície de cada espécime aumentou com o tempo de imersão em soluções aquosas como ácido sulfúrico, ácido nítrico, hidróxido de sódio e água destilada a elevadas temperaturas. No caso dos espécimes com pequena quantidade de ítria, trincas iniciaram na superfície depois de poucas horas de imersão. Foi observado por microscopia eletrônica de transmissão que a trinca cresce nos limites dos grãos e que mudanças microestruturais, como dupla formação induzida pela transformação de fase de tetragonal para monoclinica ocorre nos grãos. Concluiu-se que em soluções aquosas a zircônia estabilizada por ítria apresenta transformação de fase de tetragonal para monoclinica.

Swain⁴⁸, em 1985, discorre sobre a zircônia parcialmente estabilizada por ítria e a zircônia parcialmente estabilizada por magnésia. O autor sugere que, em cerâmicas, o estresse que inicia a transformação de fase de tetragonal para a fase monoclinica pode influenciar a resistência desses materiais.

Swain, Hannink⁴⁹, em 1989, estudaram a metaestabilidade da transformação de fase de uma zircônia estabilizada por 12% de céria em função do desgaste. Para tanto duas técnicas de desgaste foram empregadas: desgaste manual em uma pasta abrasiva e desgaste em alta rotação com disco diamantado. Diferenças significativas foram encontradas nos perfis de difração de raios X entre os dois diferentes métodos. Pouca fase tetragonal foi detectada na superfície desgastada com disco diamantado das amostras juntamente com picos reversos de fase tetragonal. Nas amostras desgastadas manualmente, considerável quantidade de fase monoclinica foi observada. Após tratamento térmico, a fase monoclinica não foi mais observada e os picos da fase tetragonal não tiveram alteração na intensidade e simetria em temperaturas maiores que 1000 °C. Microscopia de transmissão em

várias profundidades abaixo da superfície desgastada foi realizada para identificar as diferenças. Concluiu-se que a transformação reversa de fase da zircônia tem traçado novos horizontes para a compreensão do mecanismo do tenacificação ferroelástica.

Springate, Winchester⁴⁶, em 1991, avaliaram a adesividade e tipo de falha associadas à utilização de bráquetes de zircônia. A avaliação da adesão das peças foi realizada utilizando dois adesivos fotopolimerizáveis (Prismafil e Heliosit) e um químico (Delphic), e o modo de falha, investigado utilizando microscopia ótica e eletrônica de varredura. A força de adesão alcançada com o uso do adesivo Prismafil foi estatisticamente inferior em relação ao uso do Heliosit e Delphic, estes últimos estatisticamente semelhantes entre si. Todas as amostras apresentaram falha na interface bráquete / adesivo. Um teste clínico demonstrou que uma extrema facilidade de deslizamento ao longo dos fios ortodônticos de aço inoxidável e níquel-titânio, além de baixa adesão de placa. Os autores concluem que a principal desvantagem dos bráquetes de zircônia refere-se à cor branco opaco, promovendo uma pobre estética além de a adesão poder ser adversamente afetada quando adesivos fotopolimerizáveis são utilizados.

Ruiz, Readey⁴⁴, em 1996, investigaram o efeito do tratamento térmico no tamanho de grão, transformação de fase e propriedades mecânicas da Y-TZP. Os espécimes foram inicialmente sinterizados por 2 horas a 1450 °C para alcançar a densidade teórica; alguns espécimes foram termicamente tratados a 1150, 1650, 1750 ou 1850 °C para endurecer a microestrutura. O tamanho médio dos grãos aumentou com o tratamento térmico de <0,5 para 10 µm. Análise de fase mostrou predominantemente as fases tetragonal e cúbica abaixo de 1750 °C, com um significativo decréscimo no conteúdo tetragonal e aumento na quantidade de fase monoclinica para temperaturas maiores que 1750 °C. A máxima taxa de fase tetragonal transformada durante a fratura correspondeu com o maior tamanho de grão de aproximadamente 5 a 6 µm. A resistência mensurada estava na faixa de 1 GPa, sem alteração

em relação ao tratamento térmico e tamanho de grão. A tenacidade à fratura aumentou de 4 para 10 MPa/m com aumento do tamanho de grão devido ao aumento do tamanho da zona de transformação. Tamanhos de grão maiores que 5 a 6 μm transformaram-se espontaneamente em monoclinica durante o resfriamento. Concluiu-se que tais tamanhos críticos de grão são muito maiores que aqueles encontrados em outros estudos e podem ser devido a maior quantidade de fase cúbica presente a qual diminuiu o aparecimento de tensão da expansão térmica cristalográfica da fase tetragonal.

Xu et al.⁵³, em 1997, realizaram um estudo para avaliar o efeito do desgaste na resistência à flexão da zircônia tetragonal (*Y-TZP*) e alumina tenacificada por zircônia (*ZTA*). Para tanto corpos-de-prova em forma de barra de ambos os materiais foram confeccionados. Desgaste na superfície de tensão foi realizado com dois protocolos: discos diamantados de granulação variando entre 25 e 180 μm e disco diamantado de 180 μm variando-se a profundidade de desgaste (2,5 - 100 μm). A resistência à flexão da *Y-TZP* e da *ZTA* diminuiu com o aumento do tamanho do grão do disco. Com o aumento da profundidade do desgaste a *Y-TZP* mostrou redução enquanto que a *ZTA* aumento da resistência à flexão. Não foram encontradas trincas na camada de sub-superfície da *Y-TZP*, porém elas estavam presentes na *ZTA*. Concluiu-se que em geral o desgaste causa redução da resistência à flexão, sendo que a *ZTA* respondeu positivamente com o aumento da profundidade do desgaste.

Kosmac et al.³¹. investigaram, em 1999, o efeito do desgaste e jateamento na resistência à flexão de dois tipos de zircônia, uma contendo grãos finos (0,31 μm) e outra grãos maiores (0,44 μm). Para tal finalidade, foram confeccionados 60 corpos-de-prova de cada material e os seguintes procedimentos foram realizados: desgastes (fresa de granulação 150 μm) seco e com refrigeração, jateamento com partículas de óxido de alumínio (110 μm), desgaste seco seguido de jateamento e jateamento seguido de desgaste seco. Foram realizados

ensaios de resistência à flexão biaxial e análise da estrutura por meio da difração de raios X. As médias de resistência à flexão mostraram maior valor para o grupo submetido ao jateamento (1239 MPa) e menor para o grupo submetido ao desgaste seco (543 MPa). Os desgastes diminuíram significativamente a resistência do grupo contendo grãos finos. A análise de difração de raios X revelou maior quantidade de fase monoclinica para os grupos submetidos ao jateamento (média de 14,5%) e desgaste seco seguido de jateamento (média de 14,2%). Os grupos que receberam somente desgaste tiveram, em média, 4,3% de fase monoclinica. Desta forma, os autores concluíram que a utilização de grãos maiores parece ser mais favorável às propriedades mecânicas do material.

Luthardt et al.³⁴, em 1999, estudaram as tecnologias para obtenção de coroas unitárias com infraestrutura em zircônia TZP e alumina. *Copings* confeccionados em zircônia foram obtidos após a digitalização do modelo de trabalho por meio de computador para serem comparados aos de alumina. As propriedades de resistência à fratura, desadaptação marginal e resistência da união entre a cerâmica de cobertura comparadas. Os resultados mostraram que tanto a resistência de união entre a cerâmica de cobertura e os *copings* quanto a adaptação marginal das coroas são comparáveis com os sistemas já estabelecidos.

No mesmo ano, Piconi, Maccauro⁴⁰ (1999) realizaram uma revisão de literatura com o intuito de avaliar a relação entre as características microestruturais e o comportamento da cerâmica TZP de próteses de cabeça de fêmur em relação às propriedades mecânicas, estabilidade e biocompatibilidade. Como conclusões gerais foi observado que o uso da zircônia não causa reações locais ou sistêmicas, sendo considerado um material biocompatível. Além disso, suas propriedades mecânicas são dependentes do processo de fabricação e permitem confeccionar próteses seguras. Para se obter um

material biocompatível é necessária a utilização de matérias-primas livre de impurezas.

Em 2000, Kosmac et al.³² investigaram o efeito do desgaste e do jateamento na resistência à flexão e módulo de Weibull de três diferentes cerâmicas à base de zircônia sendo que duas delas possuíam a mesma composição, mas com tamanho de grãos diferentes e uma terceira contendo 0,25% de alumina. Foram realizados desgastes com e sem irrigação com água utilizando fresas diamantadas de granulação grossa (150 µm) ou fina (50 µm), além de jateamento com partículas de óxido de alumínio de 110µm. Além disso, foi realizado armazenamento dos corpos-de-prova por 16 horas em meio ácido (ácido acético) e alcalino (amônia) para simular envelhecimento. A análise por difração de raios X mostrou maior quantidade de fase monoclinica para o grupo submetido ao jateamento. Os grupos desgastados apresentaram pequena quantidade de fase monoclinica independente da irrigação. Quando foram combinados jateamento e desgaste sem irrigação, a quantidade de fase monoclinica observada dependia do tratamento realizado por último. Os grupos submetidos ao desgaste exibiram redução dos valores de resistência à flexão, porém ela foi significativa para os grupos desgastados com fresa de granulação grossa, independente da irrigação, somente para o grupo da zircônia de grãos menores. O jateamento por sua vez aumentou os valores de resistência à flexão. Os autores concluíram que a cerâmica contendo uma pequena quantidade de alumina mostrou a maior tolerância ao desgaste e superior estabilidade em meio ácido, sendo um material promissor para a Odontologia.

Ardlin⁵, em 2002, avaliou a estabilidade química e o efeito do armazenamento na resistência à flexão, propriedade de superfície e estrutura cristalina de uma zircônia *Y-TZP* fornecida em duas cores diferentes, P0 e P17. Quarenta corpos-de-prova em forma de barra (20 x 4 x 1,2 mm), divididos em dois grupos com base na cor da zircônia, foram cortados e polidos. Metade das amostras de cada grupo foi

armazenada em ácido acético (4%, 80°C por 168 horas) e a outra metade mantida à seco. A resistência à flexão em três pontos, análise por difração de raios X e rugosidade (Ra) foram avaliadas. Ambas as cores apresentaram alta resistência mecânica (em torno de 1200 MPa), com diferença estatisticamente significativa em função da cor ($P_{17} > P_0$). Após armazenamento a quantidade de fase monoclinica aumentou de cerca de 2 para 25%, sem haver alteração nos valores de resistência à flexão. As imagens de microscopia eletrônica de varredura não revelaram diferença na topografia superficial antes e após o armazenamento.

Luthardt et al.³⁵, em 2002, investigaram o efeito de diferentes métodos de desgaste na resistência, confiabilidade e rugosidade da zircônia *Y-TZP*. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova em forma de disco (36 mm de diâmetro por 3 mm de espessura) e divididos em dez grupos. Os desgastes variaram de acordo com a velocidade do eixo, a largura, a velocidade e a profundidade do desgaste para simular desgaste interno de coroas. O desgaste aumentou a rugosidade da superfície e diminuiu pela metade a resistência à flexão em 4 pontos.

Blue et al.⁸, em 2003, investigaram o efeito do tamanho da partícula de fresas e da composição de pilares na eficiência do preparo, sua rugosidade e a degradação da superfície da fresa. Para tanto foram confeccionados quinze corpos-de-prova de cada material (pilares de alumina e de zircônia) desgastados com três granulações de fresas (150, 100 e 30 μm). Além disso, cinco pilares sem desgaste foram utilizados como controle. Os pesos dos pilares foram aferidos antes e entre os ciclos de desgaste. Três mensurações de rugosidade foram feitas para cada pilar. Imagens por microscopia eletrônica de varredura foram obtidas para cada fresa. Análise de variância dois fatores foi utilizada ($\alpha=0,05$) e identificou-se que o tamanho da partícula e o tipo de cerâmica tiveram interação significativa na quantidade de material desgastado. Fresas com granulação de 150 μm proporcionaram maior rugosidade independente do material. Pilares de

alumina apresentaram maior rugosidade que os de zircônia. Além disso, as fresas com granulação de 150 μm apresentaram a maior proporção de perda de grãos. O desgaste da fresa foi igual independente do material desgastado. Conclui-se que as fresas de granulação de 150 μm são as mais eficientes para desgastar pilares de alumina. Os pilares de zircônia tiveram a mesma quantidade de desgaste independente da granulação da fresa. Pilares de alumina tiveram mais estrutura removida e apresentaram maior rugosidade do que os pilares de zircônia. O desgaste da alumina se deu de forma intergranular, enquanto que na zircônia o desgaste foi transgranular.

Diante do desafio estético, tanto na fase cirúrgica como protética, quando da reabilitação sobre implantes em região anterior, Brodbeck⁹, em 2003, publicou um caso clínico de prótese sobre implante utilizando pilar de zircônia *Y-TZP* com hexágono em titânio. O titânio tem sido o material de escolha para a manufatura de implantes osseointegráveis, com alto grau de previsibilidade, fato este que o torna elegível para a confecção de pilares. Entretanto, as cerâmicas podem também ser utilizadas como pilares e quando combinadas com coroas cerâmicas, fornecerem melhor translucidez para as restaurações do que quando são utilizados pilares de titânio e restaurações metalocerâmicas, além de reduzirem o acinzentamento dos tecidos peri-implantares, quando estes são mais delgados. Os autores concluem que a este material apresenta além de boas propriedades mecânicas e biocompatibilidade bem documentada.

Huang²³, em 2003, investigou a característica do desgaste e a integridade superficial da *Y-TZP* após desgaste profundo realizado em alta rotação. Para tanto corpos de prova em forma de barra (50 x 25 x 15 mm) receberam desgastes de 100, 300, 500, 800, 1200, 1500 e 2000 μm com disco diamantado de granulação 160 μm . Os resultados mostraram que o aumento na profundidade de corte de 0,1 a 1,5 mm reduziu o poder de corte do disco e aumentou levemente o acabamento superficial, mas resultou em uma camada maior de danos na sub-

superfície. Concluiu-se que a aplicação do desgaste profundo em alta rotação para maior eficiência de desgaste da Y-TZP é viável.

Yildirim et al.⁵⁴, em 2003, avaliaram a resistência à fratura de restaurações *metal-free* sobre implante. Para tanto, vinte pilares confeccionados em alumina (n=10, CerAdapt) ou em zircônia Y-TZP (Wohlrund Innovative) foram parafusados aos implantes e preparados para receber restaurações *metal-free* de cerâmica vítrea (IPS Empress). A cimentação foi realizada com um cimento resinoso dual (Variolink II). As cargas de fratura, em N, foram determinadas pela aplicação de força compressiva angulada (30 graus) utilizando uma máquina de ensaios mecânicos. Houve diferença nos valores de resistência à fratura para os dois pilares, sendo os pilares de zircônia (737,6 N) mais resistentes do que os de alumina (280,1 N). Os autores concluíram que apesar da diferença nos valores de resistência, ambos os materiais testados exibiram valores superiores às cargas máximas incidentes na região anterior (90 a 370 N).

Albakry et al.³, em 2004, investigaram o efeito do jateamento, desgaste, polimento e tratamento térmico na resistência à flexão de duas cerâmicas prensadas utilizadas em Odontologia (IPS Empress e IPS Empress 2). Para tanto, corpos-de-prova em forma de disco (14 x 1 mm) de cada material foram divididos em 7 grupos de 20 espécimes: controle, sem tratamento, polimento (lixa número 220, 320, 500, 800 e 1200), polimento e tratamento térmico (850 e 800 °C para Empress e Empress 2, respectivamente), desgaste (disco diamantado 110 µm), desgaste e aquecimento, jateamento (óxido de alumínio 50 µm), jateamento e aquecimento. Rugosidade superficial, resistência à flexão biaxial e módulo de Weibull foram avaliados. Imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura foram utilizadas para descrever as fraturas. Maiores resultados de rugosidade foram encontrados para as amostras dos grupos controle e jateamento e a menor rugosidade para o grupo polimento para ambos os materiais. Os maiores valores de resistência à flexão estavam associados ao grupo polimento não foi

encontrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle, jateamento e desgaste. O tratamento térmico não teve efeito sobre as propriedades avaliadas. Os módulos de Weibull variaram de acordo com os diferentes tratamentos, sendo maiores para os grupos polimento e controle e menores para os grupos desgaste e jateamento. Concluiu-se que a rugosidade superficial pode não ser o único fator determinante da resistência. Outros fatores como porosidade, estresse residual, defeitos superficiais e profundos podem também ser importantes.

Glauser et al.¹⁷, em 2004, avaliaram a utilização de um pilar experimental de zircônia Y-TZP para prótese sobre implante unitária em região esteticamente comprometida. Para tanto, 27 pacientes com 54 próteses unitárias foram avaliados. Pilares de zircônia com base metálica foram individualmente preparados e acoplados aos implantes por meio de parafuso de ouro. Próteses *metal-free* (Empress I) foram cimentadas com cimento resinoso (Panavia). No primeiro e quarto anos de acompanhamento, foram avaliadas fraturas na coroa ou pilar, soltura do parafuso, índice de placa e gengival e nível ósseo. Todos os pacientes exceto um, com 53 restaurações puderam ser avaliadas após 1 ano e 36 restaurações em 18 pacientes foram avaliados após 4 anos. Não foi observada fratura nos pilares, porém a soltura do parafuso foi encontrada em 2 restaurações em 8 e 27 meses, respectivamente. O índice de placa foi 0,4 para os pilares e 0,5 para os dentes e o índice gengival foi 0,7 para os pilares e 0,9 para os dentes. A perda média de osso foi de 1,2 mm após 4 anos. Os autores concluíram que os pilares de zircônia oferecem suficiente estabilidade para próteses sobre implantes unitárias na região anterior e de pré-molares. A reação aos tecidos moles e duros à zircônia foi considerada favorável.

Guazzato et al.¹⁸, em 2004, investigaram a resistência à flexão em três pontos, tenacidade à fratura e microestrutura de 4 materiais cerâmicos: DC Zirkon, uma cerâmica experimental, In-Ceram Zirconia slip e In-Ceram Zirconia. Para tanto, corpos de prova em forma de

barra (20 x 4 x 1,2 mm) para o teste de resistência à flexão e (20 x 4 x 2 mm) para tenacidade à fratura. Foram obtidas imagens por microscopia eletrônica de varredura e a análise de fase por difração de raios X. Os valores de resistência à flexão (MPa) e tenacidade à fratura (MPa/m) para cada cerâmica foram: 476¹ e 4,9¹ para In-Ceram Zirconia, 630² e 4,8¹ para In-Ceram Zirconia slip, 680² e 5,5² para cerâmica experimental e 840³ e 7,4³ para DC Zirkon. Os mesmos números em sobrescrito representam igualdade estatística. Análise de difração de raios X mostrou quantidade de fase monoclinica após obtenção dos espécimes. Concluiu-se que a transformação de fase desenvolve um importante papel no mecanismo de tenacificação dessas cerâmicas.

Guazzato et al.¹⁹ (2005) investigaram a ação de diferentes tratamentos de superfície bem como do tratamento térmico sobre a resistência à flexão da zircônia DC-Zirkon. Os tratamentos de superfície foram: jateamento com partículas de óxido de alumínio de 110 µm, desgaste com orientação paralela ao longo eixo do corpo-de-prova, desgaste com orientação perpendicular e polimento, ambos realizados em cortadeira metalográfica. Para cada um dos tratamentos foi associado o tratamento térmico simulando a aplicação de uma cerâmica de cobertura (910°C por 1 minuto). Após a execução dos tratamentos experimentais, as amostras foram submetidas ao ensaio mecânico de resistência à flexão em três pontos, análise por microscopia eletrônica de varredura e difração de raios X para avaliação da resistência à flexão, padrão de fratura e quantificação de fase, respectivamente. Os resultados apontam que o tratamento térmico tende a reduzir os valores de resistência à flexão ao induzir uma transformação reversa de fase. O grupo que recebeu jateamento apresentou maior quantidade de fase monoclinica, proporcionando a formação de forças compressivas o que aumentou a resistência à flexão. Os resultados obtidos foram os mesmos independentemente da orientação do desgaste. A análise fractográfica não foi possível de ser realizada pela dificuldade em se localizar a origem das falhas. Os autores concluíram que a resistência à flexão é aumentada pela

realização de jateamento e desgaste e diminuída pelo tratamento térmico.

Att et al.⁶, em 2006, realizaram um estudo para avaliar a resistência à fratura de restaurações *metal-free* unitárias sobre implantes após envelhecimento, com o intuito de investigar o componente mais fraco do sistema. Quarenta e oito coroas de incisivos centrais superiores com infraestrutura de alumina (Procera) foram confeccionadas e divididas em três grupos: Controle Ti- pilares de titânio; Al- pilares de alumina e; Zr- pilares de zircônia. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso (Panavia 21) e artificialmente envelhecidas por ciclagem termomecânica (1.200.000 ciclos). Os espécimes foram submetidos à uma carga de compressão, aplicada na superfície palatina com ângulo de 135°, até a fratura. Todos os espécimes sobreviveram ao envelhecimento. Não houve soltura do parafuso. As medianas dos valores de resistência à fratura foram 1454 N, 422,5 N e 443,6 N para os grupos Ti, Al e Zr, respectivamente. Diferença estatisticamente significativa foi encontrada para a resistência à fratura do grupo Ti em relação aos grupos Al e Zr, estes últimos iguais entre si. Os autores concluíram que todos os três tipos de restaurações testados têm potencial de resistir às cargas oclusais fisiológicas que incidem na região anterior.

Com o objetivo de se identificar o componente mais fraco quando uma restauração unitária *metal-free* sobre implantes é utilizada, Att et al.⁷, em 2006, investigaram a resistência à fratura deste tipo de restauração simulação de mastigação utilizando diferentes pilares. Quarenta e oito incisivos centrais superiores com infraestrutura em zircônia (Procera) foram divididas em três grupos: Al- pilares de alumina; Zr- pilares de zircônia e Ti- pilares de titânio (controle). Todos os pilares foram acoplados aos implantes utilizando parafusos de titânio. As coroas foram cimentadas utilizando cimento resinoso (Panavia 21) e artificialmente envelhecidas por meio de carga dinâmica e ciclagem térmica simultaneamente (1.200.000 ciclos). Para mensurar

a resistência à fratura, todos os espécimes foram submetidos à uma força de compressão com ângulo de 135° aplicada na superfície palatina das coroas. Todos os espécimes sobreviveram ao envelhecimento e não houve afrouxamento do parafuso. A mediana de resistência à fratura foi de 241N, 457N e 1251N para os grupos Al, Zr e Ti respectivamente. Todos os grupos apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si. Os autores concluíram que todos os grupos testados têm potencial para suportar as cargas oclusais que incidem na região anterior, porém devido aos baixos valores de resistência à fratura do grupo Al, a indicação de coroas de zircônia sobre pilares de alumina deve ser cuidadosamente considerada antes da aplicação clínica.

No mesmo ano, Chevalier¹⁰ (2006), em sua revisão de literatura, abordou diversos tópicos referentes à utilização da zircônia como biomaterial enaltecendo-o por apresentar melhores propriedades mecânicas em relação à alumina. A zircônia passou a ser utilizada na área médica como implantes de cabeça de fêmur, porém falhas precoces ocorreram e a utilização deste material passou a ser questionada. Em Odontologia este material passou a ser utilizado devido às propriedades estéticas e mecânicas. O problema relatado foi com relação à degradação que ocorre em presença de água ou vapor, que irão causar a transformação de cristais da fase tetragonal para a monoclínica inicialmente na superfície e com o passar do tempo no interior do material causando efeitos adversos como aumento da rugosidade e diminuição da dureza. Chevalier sugere mais rigor em relação à normatização ISO para zircônia, pois com um controle mais rígido pode melhorar a vida clínica das próteses de zircônia em relação à degradação.

Curtis et al.¹¹ (2006) investigaram a influência de diferentes métodos de modificação da superfície no desempenho da cerâmica Y-TZP. Corpos-de-prova em formato de disco (13 mm de diâmetro por 1,5 mm de espessura) foram distribuídos em 12 grupos (n=30): 6 grupos

receberam jateamento com partículas de óxido de alumínio de 25, 50 e 110 μm , armazenados em meio seco ou em água a 37°C por 24 horas; 4 grupos receberam desgaste com fresas de granulação grossa (150 μm) e fina (40 μm), com e sem refrigeração com spray de água e 2 grupos foram utilizados como controle, um armazenado a seco e outro em água. A resistência à flexão biaxial, módulo de Weibull (m), dureza, rugosidade e composição de fase foram analisados. Não houve diferença significativa entre os valores de resistência à flexão dos espécimes jateados com partículas de 25, 50 e 110 μm comparados aos grupos controle, entretanto houve aumento em m dos espécimes jateados e armazenados a seco quando comparados aos grupos controle e os armazenados em água. O jateamento reduziu a rugosidade quando comparado ao controle. Desgaste grosseiro reduziu a resistência à flexão e o m comparado ao controle devido ao aumento da rugosidade. Os autores concluíram que a combinação da redução da rugosidade e a formação de uma camada compressiva como resultado do jateamento aumentaram a confiabilidade do teste biaxial. A presença da água não teve influência negativa no desempenho da zircônia Y-TZP do estudo.

Denri, Holloway¹², em 2006, estudaram as mudanças microestruturais e metalográficas de uma zircônia utilizada em odontologia após procedimentos de desgaste. Segundo os autores, a zircônia apresenta uma característica importante que é a capacidade de transformação de fase, de tetragonal para monoclinica quando este material é submetido à desgaste, por exemplo. Essa transformação de fase gera a formação de forças compressivas que previnem a formação de trincas, porém, promove danos à sub-superfície por delaminação e perda de grãos. Adicionalmente, é sugerida a presença da fase romboédrica provinda das fases tetragonal e/ou cúbica sob estresse mecânico, sendo possível sua transformação em tetragonal após procedimento de ressinterização, eliminando as forças compressivas e, conseqüentemente favorecendo a propagação de trincas.

Pilathadka, Vahalova⁴¹, em 2007, realizaram uma revisão de literatura a respeito dos materiais cerâmicos utilizados em Odontologia. Por meio de uma abordagem sobre o estado da arte desenvolvido em relação ao histórico, composição, métodos de fabricação e propriedades mecânicas das restaurações *metal-free*, verificaram que nos últimos 35 anos vários tipos de materiais cerâmicos foram introduzidos como sendo “a alternativa ideal” para as próteses metalocerâmicas. Esses materiais são confeccionados para serem ideais em relação às propriedades mecânicas e biocompatibilidade, tornando as restaurações *metal-free* uma alternativa clínica realista para as próteses metalocerâmicas. Os autores concluíram que os materiais cerâmicos têm sido utilizados com sucesso na cavidade oral por apresentarem estética, biocompatibilidade e estabilidade química.

Sailer et al.⁴⁵, em 2007, avaliaram clinicamente por cinco anos próteses fixas posteriores de 3 a 5 elementos com infraestrutura de zircônia (Cercon). Quarenta e cinco pacientes, 18 do sexo feminino e 27 do sexo masculino que necessitavam de tratamento protético foram selecionados e cinquenta e sete próteses foram confeccionadas com infraestrutura em zircônia e cimentadas com dois cimentos diferentes (Variolink ou Panavia). Os parâmetros de profundidade de sondagem, nível gengival, índice de placa, sangramento a sondagem e vitalidade pulpar foram avaliados na instalação, 6 meses, 1 e 5 anos após a cimentação nos dentes pilares e como controle nos dentes contralaterais. Onze pacientes os quais possuíam dezessete próteses desistiram durante a realização do estudo. Após três anos de acompanhamento, sete próteses em sete pacientes foram trocadas por não estarem clinicamente aceitáveis. Depois de cinco anos doze próteses em doze pacientes tiveram que ser substituídas. A taxa de sucesso foi de 97,8%, porém a taxa de sobrevida foi de 73,9 devido a outras complicações. Cáries secundárias foram encontradas em 21,7% das próteses e lascamento da cerâmica de cobertura em 15,2%. Não houve diferença estatística entre os parâmetros periodontais no lado testado comparado ao controle. Os autores concluíram que a zircônia

oferece estabilidade suficiente como material para infraestrutura para próteses de 3 e 4 elementos.

Studart et al.⁴⁷ (2007) avaliaram a longevidade e o crescimento subcrítico de trincas de três sistemas cerâmicos que tem sido utilizados ou que são considerados potenciais candidatos para a confecção de próteses *metal-free* (IPS Empress 2, Cercon e Inceram Zirconia). Para tanto, 30 corpos-de-prova em forma de barra (50 mm x 4 mm x 5 mm) de cada material com suas respectivas cerâmicas de cobertura (Eris, Cercon e Vita VM7) foram preparados seguindo as recomendações de cada sistema. A resistência inerte foi mensurada aplicando-se uma força a uma taxa de 100 MPa/s. Para tanto, o espécime foi fixado em uma de suas extremidades, formando um cantilever e a força foi aplicada na outra extremidade. O teste de fadiga cíclica foi realizado em água aplicando-se força de 7% da carga de fratura a 10 Hz. O crescimento subcrítico de trincas ocorreu predominantemente na superfície externa da cerâmica de cobertura, sendo o sistema IPS Eris foi o mais susceptível, comparado ao sistema Cercon e Vita VM7. Os autores concluem que os sistemas que contém cerâmicas de cobertura à base de apatita e infraestruturas menos resistentes (IPS Empress 2) não são recomendados para a confecção de próteses *metal-free* na região posterior. Por outro lado, próteses confeccionadas com cerâmica feldspática e infraestrutura de zircônia podem exibir longevidade superior à 20 anos desde que o desenho do conector seja corretamente planejado.

Denry, Kelly¹³, em 2008 realizaram um estudo sobre o panorama da utilização da zircônia em odontologia, abrangendo o tipo específico utilizado em Odontologia bem como suas propriedades. Os autores começam falando sobre as principais características da zircônia como as três fases cristalográficas, o processo de tenacificação por transformação de fase e a degradação em baixas temperaturas. Em seguida abordam os principais tipos de zircônia disponíveis para a utilização em Odontologia, englobando a zircônia

estabilizada por ítria (*Y-TZP*), estabilizada por magnésia (*Mg-PSZ*) e a alumina tenacificada por zircônia (*ZTA*). Além disso, abordam o processamento do bloco nas condições pré-sinterizado e sinterizado, englobando as alterações que podem ocorrer durante o processamento. Finalmente, apresentam estudos clínicos mostrando o desempenho de próteses fixas convencionais e sobre implantes anteriores e posteriores confeccionadas em zircônia, mostrando taxa de sucesso de 90% entre 5 e 6 anos.

Fischer et al.¹⁵, em 2008, investigaram o efeito de diferentes tratamentos superficiais da zircônia (YZ Cubes) na resistência ao cisalhamento entre a zircônia e porcelanas de cobertura (Cerabien ZR, IPS e.max, Triceram, Vintage ZR e VM9). Sabe-se que jateamento aumenta essa resistência de união pelo aumento de rugosidade e retenções, porém esse procedimento induz transformação de fase afetando a resistência mecânica do material bem como a resistência de união com a cerâmica de cobertura. Como não há um consenso na literatura em relação aos procedimentos prévios à aplicação da cerâmica de cobertura, foram testados diferentes métodos e seus respectivos efeitos na resistência ao cisalhamento. Para tal foram utilizadas cinco cerâmicas de cobertura e três tratamentos da superfície: polimento, jateamento e jateamento com partículas modificadas por sílica. Além disso, foi analisado o efeito da aplicação de opaco previamente a aplicação da cerâmica de cobertura e para uma delas foi associada a ressinterização. Os resultados indicam que a resistência ao cisalhamento não foi alterada pelo jateamento, exceto para uma marca comercial (Triceram) e a ressinterização foi capaz de diminuir essa resistência. A análise das fraturas mostrou que para todas as situações ocorreu fratura coesiva da cerâmica de cobertura e com isso concluíram que a melhor maneira de se aumentar a resistência ao cisalhamento é aumentando a resistência das cerâmicas de cobertura.

Ainda em 2008, a International Standard Organization²⁴ publicou a terceira edição da especificação n° 6872, referente aos requisitos e métodos de ensaio correspondentes para materiais cerâmicos odontológicos.

Kohal et al.²⁹, em 2008, realizaram uma revisão sobre a utilização de cerâmicas como alumina e zircônia para a confecção de pilares e implantes odontológicos. Altas taxas de sucesso são reportadas em relação à reabilitação oral com implantes. O titânio foi o material utilizado primeiramente para a confecção de implantes e pilares devido a sua reconhecida biocompatibilidade e boas propriedades mecânicas, porém em casos de periodontos delgados ocorre acinzentamento da região por transparência da gengiva. Diante deste problema, foram desenvolvidos os pilares cerâmicos. Tais componentes podem ser confeccionados em cerâmicas cristalinas de alumina ou zircônia, as quais apresentam boas propriedades mecânicas além de biocompatibilidade e estética. Com relação aos implantes de zircônia, apesar de poucos estudos em longo prazo, apresentam altas taxas de sucesso, maior de 90%. Desta forma, os autores concluem que são necessários mais estudos que mostrem o desempenho dos implantes cerâmicos para que eles possam ser recomendados na prática clínica.

Kosmac et al.³⁰, em 2008, investigaram o efeito do desgaste e jateamento no envelhecimento e comportamento de fadiga da zircônia Y-TZP. Para tanto foram confeccionados corpos-de-prova em forma de disco (15,5 x 1,5 mm), os quais foram distribuídos em grupos conforme a condição experimental (controle, desgaste, jateamento, jateamento + ressinterização) e as variáveis (a seco, envelhecido em saliva 37 °C/24h, saliva 134 °C/2h e saliva 134 °C/24h). O desgaste foi realizado com fresa diamantada de 150µm, o jateamento com partículas de óxido de alumínio de 110µm e a ressinterização realizada a 920°C por 1 hora. Para o experimento de fadiga, foram aplicados 106 ciclos a 15Hz. Os menores valores de resistência à flexão foram dos grupos desgastados

independente das variáveis realizadas. Quando jateados os valores foram maiores que o grupo controle, e quando ressinterizados, igualaram-se ao controle. Os valores dos experimentos a seco foram sempre maiores do que quando realizados imersos em saliva. Os autores concluíram que o desgaste reduziu a resistência à flexão e a taxa de sobrevivência durante ciclagem, enquanto que o jateamento melhorou o comportamento dos espécimes.

Em 2008, Molin, Karisson³⁶ realizaram um estudo clínico referente a cinco anos de acompanhamento de próteses fixas de três elementos com infraestruturas em zircônia. Dezenove próteses fixas foram instaladas em dezoito pacientes sendo dez cimentadas com fosfato de zinco e nove com cimento resinoso. As próteses foram recobertas com dois tipos de cerâmica feldspática diferentes (Vita e IPS Empress). As avaliações foram realizadas nos períodos de 1 semana, 1, 3 e 5 anos após a instalação. Aspectos como fratura da cerâmica de cobertura ou da infraestrutura, cáries secundárias, perda de vitalidade, lesões periapicais, índice de placa e sangramento, radiografias e fotografias foram analisados. A taxa de sobrevida após 5 anos foi de 100%. Uma das próteses cimentada com cimento resinoso perdeu retenção após 12 meses, mas não exibia sinais de fraturas ou defeitos internos ou externos, sendo recimentada com o mesmo cimento. Não houve diferença entre o índice de placa do dente pilar quando comparado ao dente contralateral. Nenhuma cárie foi observada no período. Concluiu-se que as próteses com infraestrutura em zircônia são alternativas promissoras mesmo na região de pré-molares e molares.

Wang et al.⁵¹, em 2008, investigaram as variáveis que influenciam a resistência de infraestruturas de zircônia. Para tanto pelo menos 20 corpos de prova de zircônia (Cercon) em forma de barra (17 x 2,0 x 1,0 mm) foram preparados para cada grupo das condições de obtenção: por meio de cortadeira metalográfica, seguido ou não de polimento e por meio de CAD/CAM. Além disso, puderam ser

associados diferentes tipos de tratamento de superfície : jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50, 120 μm ou ambas. Algumas barras receberam tratamento térmico (910°C por 1 minuto) simulando aplicação de cerâmica de cobertura antes ou após o jateamento. A rugosidade foi mensurada em todas as barras previamente ao ensaio de resistência à flexão em três pontos. Os espécimes fraturados foram examinados por meio de microscopia eletrônica de varredura. A resistência à flexão mostrou diferença estatisticamente significativa entre os tratamentos, apresentados em ordem decrescente: amostras polidas e aquelas obtidas por CAD/CAM submetidas ao jateamento com partículas de 50 μm com ou sem tratamento térmico (1074–1166 MPa); amostras obtidas por cortadeira e jateadas com partículas de 50 μm (936 MPa); amostras obtidas por CAD-CAM e aquelas polidas e jateadas com 120 μm (708-794 MPa) e amostras obtidas por cortadeira jateadas com 120 μm (546 MPa). Houve uma grande correlação ($R^2=0,912$) entre a resistência à flexão e a severidade do desgaste indicado pela rugosidade. As imagens de MEV mostraram diferentes tipos de danos na superfície e sub-superfície de acordo com os grupos experimentais. Concluiu-se que o procedimento de fresagem reduziu significativamente a resistência da zircônia, a qual pode ser reduzida por diferentes métodos de tratamento da superfície, resultando em falhas inesperadas sob forças muito menores que um material ideal suportaria.

Wenz et al.⁵², em 2008, realizaram uma revisão sistemática sobre a integração e o sucesso clínico de implantes confeccionados em zircônia. Foram pesquisados artigos relacionados ao tema até janeiro de 2007, utilizando as palavras-chave zircônia, odontologia, implantes bem como zircônia e osseointegração. Noventa e seis artigos foram encontrados, sem que houvesse controle clínico em humanos em relação aos resultados clínicos ou osseointegração. Apenas sete estudos em animais preencheram os critérios de inclusão. Nestes, a osseointegração fora avaliada em períodos de 4 a 24 meses após a colocação em diferentes modelos animais e regiões, sob diferentes

condições de carga. A porcentagem média de contato ósseo com o implante foi em torno de 60% em quase todos os grupos experimentais. Nos estudos que utilizaram implantes de titânio como controle, os implantes de zircônia *Y-TZP* apresentaram resultados compatíveis ou até melhores. Modificações na superfície podem aumentar a cicatrização óssea inicial. Os autores concluem que os implantes de zircônia *Y-TZP* podem ter o potencial para se tornarem uma alternativa aos implantes de titânio, mas que, atualmente não podem ser recomendados para o uso na prática clínica, devido à ausência de estudos que avaliem seu comportamento em longo prazo.

Adatia et al.², em 2009, investigaram o efeito de diferentes desgastes em pilares de zircônia na resistência à compressão da zircônia *Y-TZP*. Foram confeccionados dez corpos-de-prova para cada condição: sem redução, redução axial de 0,5 mm e oclusal de 2,0 mm; e redução axial de 1,0 mm e oclusal de 2,0 mm. Após acoplar os pilares aos análogos, foi realizado o teste de compressão aplicando-se carga numa inclinação de 60°. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos e o valor médio de fratura foi 517 N. Todas as fraturas ocorreram na interface entre o pilar e o análogo. A quantidade de redução do pilar não alterou a resistência à fratura da zircônia estabilizada por ítria, a qual permaneceu superior às cargas oclusais máximas para a região anterior (90 - 370 N).

Ho et al.²², em 2009, investigaram o efeito do desgaste, polimento e ressinterização na resistência à flexão biaxial da zircônia estabilizada por ítria. Para tanto 100 corpos-de-prova em formato de disco (18,2 x 2,5 mm) foram confeccionados e divididos em quatro grupos: controle, desgaste, desgaste e polimento e desgaste e ressinterização. Os desgastes de 0,2mm foram realizados com pedra de granulação 40µm e o polimento com solução de sílica. A ressinterização foi conduzida à 1100°C por 2 horas. O desgaste aumentou em 20% a resistência à flexão dos espécimes (de 914 para 1104 MPa). Por outro lado, os procedimentos de polimento e

ressinterização, realizados de maneira independente, foram capazes de reduzir esta a resistência à flexão após o desgaste para 980 MPa. Fase monoclinica foi detectada em todos os grupos exceto para o grupo ressinterizado, sendo em menor quantidade para os grupos controle e desgaste seguido de polimento e maior para o grupo somente desgastado. Concluiu-se que o desgaste é capaz de criar forças compressivas superficiais e que estas aumentam a resistência à flexão do material. Os procedimentos de polimento e ressinterização são capazes de reduzir as forças compressivas criadas pelo desgaste.

Karakoca, Yilmaz²⁷, em 2009 investigaram a influência do desgaste e jateamento na rugosidade, transformação de fase e resistência à flexão biaxial da cerâmica Y-TZP. Para tanto, 30 corpos-de-prova em formato de disco (14 x 1,3 mm) de cada material (Cercon, DentaCAD e Zirkonzahn) foram divididos em três grupos de acordo com os tratamentos (controle, sem desgaste, desgaste com fresa de granulação de 100 µm e jateamento com óxido de alumínio de 110 µm). Análises de difração de raios X e rugosidade foram realizadas. Quantidade mínima de fase monoclinica (1-2%) foi encontrada nos espécimes confeccionados com Cercon e Zirkonzahn, e uma maior quantidade nos espécimes DentaCAD (7,36%). Todos os tratamentos geraram transformação de fase. O desgaste diminuiu e o jateamento aumentou a resistência à flexão do material, apesar de diminuir o módulo de Weibull. Concluiu-se que diferentes tratamentos podem influenciar positiva ou negativamente a resistência do material.

Koutayas et al.³³, em 2009, realizaram um levantamento sobre as principais características da zircônia Y-TZP utilizada em Odontologia. Segundo os autores, deseja-se que, clinicamente, uma restauração totalmente cerâmica ideal exiba biocompatibilidade, resistência, adaptação e estética. Contudo, a inerente fragilidade, baixa resistência à flexão e resistência à fratura das cerâmicas vítreas convencionais e alumina constituem o principal obstáculo para seu uso extensivo. A recente introdução da cerâmica à base de zircônia como

material restaurador tem gerado interesse na comunidade odontológica. Os pós de zircônia atuais têm permitido obter peças biocompatíveis com altas propriedades físicas para várias aplicações clínicas. Especialmente com o desenvolvimento da tecnologia *CAD-CAM*, infraestruturas de zircônia podem ser fabricadas com cobertura total ou parcial, próteses fixas, coroas, núcleos de preenchimento, pilares de implantes e implantes. Dados de estudos clínicos e laboratoriais são promissores quanto ao seu desempenho e sucesso. Contudo, dados clínicos são considerados insuficientes e a identificação prematura de complicações poderia ser o foco de futuras pesquisas. Os autores concluem que a zircônia tem uma posição bem estabelecida devido aos avanços na tecnologia *CAD/CAM* e as propriedades mecânicas do material e que pilares de zircônia são estéticos e biocompatíveis, porém faltam estudos clínicos em longo prazo.

Pittayachawan et al.⁴², em 2009, realizaram um estudo sobre a resistência à flexão, fadiga e transformação de fase induzida por estresse da zircônia *Y-TZP* (Cercon). Para tanto 30 corpos-de-prova em forma de disco (15 x 1,2 mm) foram utilizados para análise da resistência à flexão biaxial. Os espécimes também foram submetidos a análise de dureza Vickers nas superfícies polidas e sem polimento (do mesmo corpo-de-prova) e teste de fadiga dinâmica. A composição cristalina foi analisada por difratometria de raios X e a transformação gerada pela indentação Vickers foi examinada microespectroscopia Raman, assim como as superfícies após o teste flexural. A resistência à flexão foi de aproximadamente 823,3 MPa e o módulo de Weibull 8,3. As superfícies não polidas apresentaram valores de dureza ligeiramente maiores (1378,7 VHN) do que as polidas (1354,33 VHN), porém não significativa. Os espécimes sobreviveram a 500.000 ciclos com 70% da carga média de resistência à flexão. A microespectroscopia revelou transformação de fase tetragona para monoclinica (na periferia) e cúbica (no centro) após indentação. Fase cúbica foi observada no lado de tração dos espécimes fraturados e no centro do espécime sobre fratura. Concluiu-se que a zircônia possui

propriedades mecânicas que permitem suportar as cargas na região posterior e que a transformação de fase ocorre quando altas cargas incidem na superfície da zircônia.

Vagkopoulou et al.⁵⁰, em 2009, realizaram um levantamento com as principais características da zircônia *Y-TZP* utilizada em Odontologia. Eles averiguaram que avançados materiais cerâmicos como a zircônia possuem um grande potencial como substitutos para os tradicionais materiais utilizados em diversas aplicações biomédicas. Desde o final dos anos 90 a forma parcialmente estabilizada da zircônia tem sido considerada adequada para o uso em Odontologia devido à sua excelente resistência e superior resistência à fratura como resultado de seu inerente mecanismo de tenacificação. Adicionalmente a zircônia apresenta alta biocompatibilidade, baixa radioatividade, e propriedades óticas interessantes. A introdução da tecnologia *CAD-CAM* tem aumentado a aceitação da zircônia na Odontologia. Contudo, alguns processos de fabricação como desgaste, polimento, jateamento, tratamento térmico e aplicação de cerâmica de cobertura na zircônia podem afetar a estabilidade em longo prazo e seu sucesso. Os autores concluem que este material apresenta biocompatibilidade e que possui um futuro promissor.

Aboushelib, Wang¹ investigaram em 2010 o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência à flexão de corpos-de-prova de zircônia no formato de barra (25 x 3 x 1 mm). Com o intuito de simular procedimentos clínicos e laboratoriais, os espécimes foram divididos em dois grupos os quais receberam jateamento e desgaste. Para cada um desses grupos foram realizados três diferentes tratamentos de superfície: polimento com ponta de óxido de alumínio; aplicação de glaze; aplicação de um adesivo contendo o monômero MDP. Para o grupo que recebeu desgaste, o melhor resultado de resistência à flexão foi obtido com polimento e para o grupo jateado, a aplicação de adesivo foi mais efetiva, porém as três técnicas foram eficazes para o

restabelecimento parcial da resistência à flexão perdida nos procedimentos de desgaste e jateamento.

Guess et al.²⁰, em 2010, discorreram sobre as próteses com zircônia que são amplamente utilizadas na Odontologia atual e sobre os danos que podem ser causados por tratamentos de superfície após sinterização. Neste trabalho foi discutida a relevância clínica de protocolos de tratamentos de superfície antes da cimentação. Para tanto, corpos-de-prova em forma de barra (12 x 12 x 0,8 mm) foram distribuídos de acordo com o tratamento de superfície: controle, sem tratamento, desgaste com irrigação com disco diamantado 30 µm e jateamento com óxido de alumínio 50 µm. Antes da cimentação (Panavia 21), foi aplicado primer para metal na superfície da zircônia. Após a cimentação os espécimes foram submetidos à cargas cíclicas. Análise por difração de raios X foram realizadas nas superfícies tratadas. Os resultados mostram aumento de fase monoclinica após jateamento e procedimento de desgaste. A confiabilidade dos grupos que receberam tratamento de superfície foi igual, porém menor do que a do grupo controle. Concluiu-se que os tratamentos de superfície foram capazes de aumentar a fase monoclinica e diminuir a confiabilidade do material em condições de fadiga.

Işeri et al.²⁵ em 2010, investigaram a influência de procedimentos de desgaste na resistência à flexão de uma zircônia odontológica (Zirkonzahn). Para tanto, foram utilizados corpos-de-prova em forma de barra (21 mm x 5 mm x 2 mm), os quais tiveram 1,0 mm da superfície desgastada de duas maneiras: com o uso de alta rotação e fresa Zir-cut e peça reta em baixa rotação e pedra para zircônia em dispositivo padronizador de desgaste. Foram testados dois tipos de desgaste: contínuo e desgaste intermitente de 5 segundos. A resistência à flexão em três pontos foi mensurada, observando-se maiores valores no grupo sem desgaste (928,4 MPa), seguido em ordem decrescente dos grupos alta rotação com desgaste contínuo (878,57 MPa), alta rotação com desgaste de 5s (823,53 MPa), baixa

rotação com desgaste contínuo (838,91 MPa) e baixa rotação com desgaste de 5s (733,82 MPa). Apesar de se notar redução nos valores de resistência à flexão, esta não foi significativa para nenhum grupo. Assim, os autores concluíram que o desgaste apresenta tendência de redução na resistência à flexão, porém não significativa.

Em 2010, Nakamura et al.³⁹ realizaram uma revisão abordando os principais tópicos em relação à utilização da zircônia em pilares de próteses sobre implantes. Foram selecionados artigos que abordassem 4 quesitos: propriedades mecânicas, tecido mole ao redor do componente, acúmulo de placa e taxa de sobrevida do componente. Em relação às propriedades mecânicas, a zircônia apresenta elevados valores quando comparados a outras cerâmicas e quando comparado ao titânio, tornando-se a zircônia uma opção atraente do ponto de vista estético, principalmente na região anterior. Não apresenta danos aos tecidos gengivais, ressaltando sua biocompatibilidade. Em relação à adesão de placa, a zircônia parece ser melhor que o titânio demonstrando menor adesão de placa nas primeiras 48 horas. Apesar de poucos estudos terem sido incluídos nesta revisão, estes estudos não mostraram fratura dos pilares de zircônia e lesões peri-implantares num período de 4 anos. Baseado na revisão realizada, os autores concluem que a zircônia tem potencial para ser utilizada como pilar, porém mais estudos devem ser realizados abordando outros quesitos.

Qeblawi et al.⁴³, em 2010, estudaram o efeito do tratamento da superfície da zircônia (IPS e.max ZirCAD) na resistência à flexão e na resistência de união ao cimento resinoso (Multilink Automix). Para tanto, corpos-de-prova de zircônia em formato de barra (40 x 5 x 4 mm) foram confeccionados e distribuídos em 4 grupos: controle (sem tratamento), jateamento com partículas de óxido de alumínio (50 µm), silicatização (30 µm) e desgaste (fresa com granulação 30 µm) com irrigação. Após armazenamento por 24 horas a 37 °C, o teste de resistência à flexão em três pontos foi realizado. Para a análise de cisalhamento, corpos-de-prova de zircônia em formato de disco (3 x 2,5

mm) e divididos em 16 grupos. Cada grupo representou a combinação dos tratamentos mecânicos e químicos: Tratamentos mecânicos (4): controle (sem tratamento), jateamento com partículas de óxido de alumínio, silicatização e desgaste com irrigação; tratamentos químicos (4): controle (sem tratamento), condicionamento ácido seguido de silanização, somente silanização e aplicação de primer para zircônia. Os espécimes de dentina foram obtidos de molares extraídos, armazenados em cloramina 0,5%. Após a cimentação, procedeu-se com o teste de cisalhamento e o grupo que obteve o maior resultado foi duplicado e armazenado em umidade de 100% a 37 °C por 90 dias e termociclado e mensurada a resistência ao cisalhamento. Os resultados mostraram que o jateamento e o desgaste aumentaram a resistência à flexão. Os maiores valores de resistência ao cisalhamento forma dos grupos: silicatização + silanização > desgaste + primer para zircônia > jateamento + silanização > primer para zircônia > jateamento + primer para zircônia. O envelhecimento promoveu redução significativa da resistência ao cisalhamento para o grupo silicatização + silanização. Concluiu-se que as modificações mecânicas aumentaram a resistência à flexão e que a força de união é aumentada pelos tratamentos de superfície.

Doi et al.¹⁴, em 2011, avaliaram o efeito de pré-tratamentos como jateamento e tratamento térmico na resistência à flexão bem como na força de união da porcelana de cobertura sobre a zircônia. Para tanto, 64 corpos-de-prova em forma de barra (25 x 3,0 x 0,5 mm) foram confeccionados com zircônia Y-TZP para cada teste: resistência à flexão e força de união. Quatro grupos foram formados para cada teste: desgaste com disco diamantado, como controle, jateamento com partículas de óxido de alumínio (50 µm), tratamento térmico (1000°C por 10 minutos), e tratamento térmico após jateamento. Amostras compostas de zircônia e porcelana de cobertura foram confeccionadas. Foram realizadas análise de resistência à flexão em três pontos e difração de raios X. Não houve diferença na resistência à flexão entre os quatro tratamentos. A maior quantidade de fase monoclinica foi

encontrada após jateamento. Nos grupos com tratamento térmico não foi encontrada fase monoclinica e estes grupos mostraram menor força de união que os outros dois grupos. Concluiu-se que a cerâmica de cobertura soltou sem deixar resíduos na zircônia.

Işeri et al.²⁶, em 2012, compararam a resistência à flexão biaxial da zircônia após diferentes tipos de desgaste, medindo a temperatura desenvolvida durante os procedimentos. Para tanto, 40 corpos-de-prova em forma de disco (15 x 1,2 mm) com um pequeno disco no centro de um dos lados (1 x 3 mm) foram confeccionados em zircônia (Zirkonzahn). Os espécimes foram divididos em quatro grupos: desgaste em alta e baixa rotação contínuo e intermitente, utilizando fresas (150 µm) e pedra de carbeto de silício. Espécimes sem a presença do disco menor, sem desgaste compuseram o grupo controle. Análise da resistência à flexão biaxial mostrou redução significativa desta propriedade após desgaste. Os valores de resistência à flexão dos grupos desgastados com alta rotação (815 MPa) foram maiores do que os com baixa rotação (718 MPa). A temperatura desenvolvida pelo desgaste com alta rotação (127°C) foi maior que com baixa rotação (63°C). Concluiu-se que o desgaste reduziu a resistência à flexão, sendo que a menor redução ocorreu quando realizado continuamente com alta rotação.

Yongqi et al.⁵⁵, em 2012, avaliaram a influência do desgaste e jateamento de infraestruturas de zircônia obtidas por CAD-CAM na microestrutura e resistência à flexão da cerâmica Y-TZP. Para tanto, 60 corpos-de-prova em forma de barra (20 x 5,0 x 3,0 mm) de cada material foram divididos em quatro grupos: desgaste (fresa 150 µm sob irrigação), jateamento (óxido de alumínio 110 µm), desgaste e jateamento e sem tratamento, como controle. Dureza Knoop e difração de raios X foram realizados. A resistência à flexão do grupo controle (901,49 MPa) foi estatisticamente significante do que a dos grupos desgastado (1168,16 MPa) e jateado (1120,11 MPa), semelhantes entre si. Por outro lado, o grupo desgastado e jateado apresentou os maiores

valores de resistência à flexão (1260,59 MPa), estatisticamente maior aos outros grupos. Nenhuma diferença foi encontrada entre os grupos em relação à dureza. Concluiu-se que o desgaste assim como o jateamento são importantes técnicas para aumentar a resistência da *Y-TZP*.

Amaral et al.⁴, em 2013, avaliaram a degradação em baixa temperatura da zircônia *Y-TZP* (Lava) após tratamento de superfície. Para tanto, corpos de prova em formato de disco (18 x 1,6 mm) foram divididos em 4 grupos de acordo com o tratamento: controle (sem tratamento), silicatização (30 μm), jateamento com óxido de alumínio (50 μm) e desgaste (disco diamantado 120 μm). Metade dos espécimes foi submetida ao envelhecimento em autoclave por 12 horas (127 °C, 1,5 bar). Análises de difração de raios X e rugosidade foram feitas antes do teste de resistência à flexão biaxial. Todos os grupos exibiram aumento na quantidade de fase monoclinica após envelhecimento. A transformação de fase foi maior para o grupo controle, o qual exibiu aumento significativo na resistência à flexão. O grupo desgastado também exibiu aumento na resistência à flexão após envelhecimento, mas apresentou menor rugosidade inicial, a qual provavelmente suprimiu o efeito do envelhecimento. Os espécimes que foram jateados exibiram maior quantidade inicial de fase monoclinica e menor aumento desta fase após envelhecimento, sem alteração da resistência. Concluiu-se que os efeitos do envelhecimento foram diferentes em cada tratamento aplicado. Aparentemente a degradação em baixa temperatura pode ser suprimida por uma superfície mais lisa ou pela presença inicial de fase monoclinica.

Keuper et al.²⁸, em 2013, avaliaram a cinética da transformação de tetragonal para monoclinica da zircônia (Vita) em ambiente úmido a 134 °C e 3 bar de pressão. A análise da secção dos espécimes por feixe de íons foi utilizada. Imagens foram obtidas por meio de microscopia eletrônica de varredura, difração blackscatter e espectroscopia Raman. A transformação começa nas áreas superficiais,

forma uma camada, e o crescimento desta camada caminha em direção ao interior do material, seguindo uma equação linear de tempo, sem aparente retardo ou limite. O progresso produz uma camada com uma fixa quantidade de zircônia tetragonal residual (aproximadamente 27% para a zircônia deste estudo) separada do material sem alterações por uma fronteira a qual tinha rugosidade apenas na variação do tamanho do grão. Concluiu-se que a cinética indica um controle da taxa de reação, onde a reação de hidratação é o fator chave, mas é modificada pelo gradual acesso da água na reação pela transformação autocatalítica da zircônia com um nível crítico de hidratação.

Monaco et al.³⁷ (2013) investigaram a rugosidade, dureza, densidade, tamanho de grão, porosidade e tenacidade à fratura da zircônia Y-TZP após jateamento com partículas de 30, 50 e 110 μm . Foram confeccionados 56 corpos-de-prova divididos em sete grupos: um controle, três na condição pré sinterizada e três pós sinterizada. Independente do tamanho de partícula utilizada, o jateamento aumentou a rugosidade, sendo diretamente proporcional ao tamanho da partícula. Para a zircônia pré sinterizada os valores de rugosidade foram sempre maiores que para a pós-sinterizada. Dureza (12 GPa) e tenacidade à fratura ($6,9 \text{ MPa m}^{0,5}$) foram avaliadas somente para as amostras pós sinterizadas. Antes e após sinterização foram avaliadas a densidade (de 3,11 para $6,05 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$), tamanho de grãos (de 0,2 para $0,45 \mu\text{m}$) e porosidade (de 48% para 0%). A análise de difração de raios X demonstrou presença de fase monoclinica somente após a realização do jateamento. Concluíram que o jateamento da Zr pré sinterizada resultou em uma superfície mais rugosa e que quando submetida à sinterização seguido de jateamento apresentou uma menor rugosidade com presença de fase monoclinica, refletindo na. Os autores destacam que as mudanças de fase e microestruturais promovidas pelo jateamento podem ter um impacto marcante no desempenho clínico do material.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar o efeito do desgaste e da ressinterização sobre a resistência à flexão de uma zircônia parcialmente estabilizada por ítria (*Y-TZP*) após desgastes com ou sem irrigação.

De acordo com o objetivo a hipótese a ser testada foi a de que a ressinterização não altera a resistência à flexão da zircônia *Y-TZP*.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 *Corpos-de-prova e composição dos grupos experimentais*

Blocos de zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Lava™ Frame Zircônia, 3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha) pré-sinterizados foram usinados em cortadeira metalográfica de alta precisão ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) utilizando-se disco diamantado (Series 15LC Diamond, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) sob irrigação com água (Figura 1) de forma a obter 96 corpos-de-prova de acordo com o grupo experimental a que pertenceriam (Figura 2). Os corpos-de-prova pré-sinterizados tinham as seguintes dimensões: 25 mm X 5,0 mm X 1,5 mm para os grupos não submetidos à desgaste e 25 mm X 5,0 mm X 1,9 mm para os grupos que foram submetidos ao desgaste.

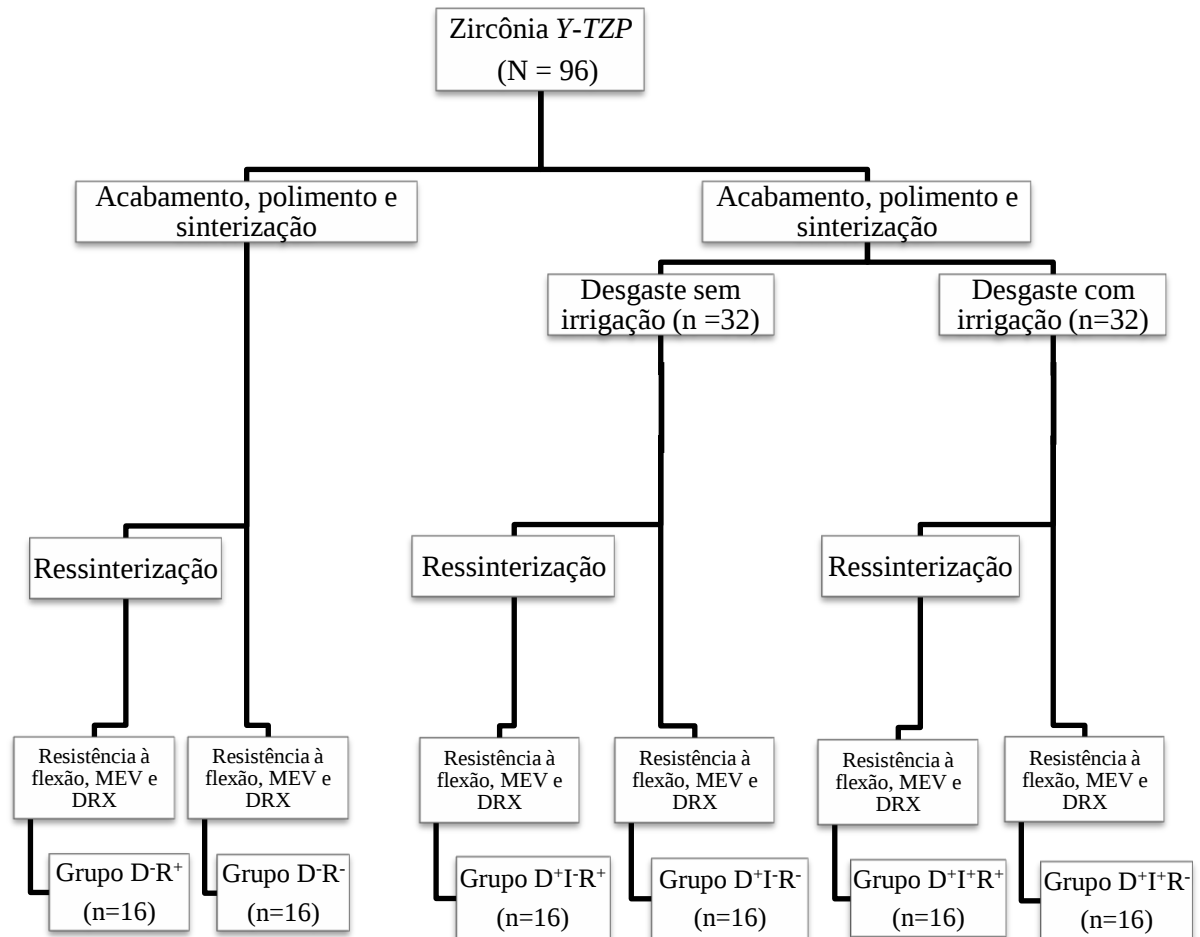
Figura 1 – obtenção dos corpos-de-prova



Após o corte, as barras receberam acabamento com pontas de silicone (Exa-cerapol, Edenta – Labordental, Hauptstrasse, Suíça) para remoção de irregularidades das margens oriundas da usinagem com disco diamantado. Na sequência, foi realizado polimento com lixa de carbeto de silício #1400 e #2000 (401Q, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) com o intuito de padronizar a rugosidade inicial dos espécimes.

Os corpos-de-prova foram mensurados em paquímetro digital (500-144B, Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brasil) e levados ao forno para a sinterização (Lava™ Therm, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) durante 8 horas a 1500°C. As dimensões dos corpos-de-prova após a contração volumétrica de aproximadamente 25% foram iguais a 20 mm X 4,0 mm X 1,2 mm para as amostras dos grupos não desgastados, e 20 mm X 4,0 mm X 1,5 mm para os grupos desgastados, divididos de acordo com a Figura 2.

Figura 2 – Organograma representativo da distribuição dos grupos experimentais



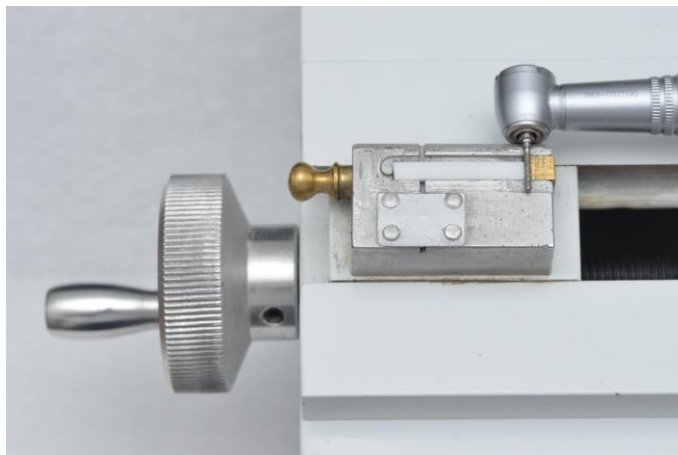
4.2 Tratamentos experimentais

4.2.1 Desgastes

Nos grupos submetidos a desgaste ($D^+I^-R^-$, $D^+I^-R^+$, $D^+I^+R^-$ e $D^+I^+R^+$), os corpos-de-prova foram encaixados em uma matriz de aço inoxidável com dimensões internas de 20 mm de comprimento, 4,0 mm de largura e 1,2 mm de espessura. Desta forma, 0,3 mm de zircônia que excederam os limites de espessura da matriz foram desgastados.

Visando controlar os desgastes das superfícies das amostras, foi utilizado um aparelho denominado padronizador de desgaste, desenvolvido pelo Grupo de Pesquisas em Prótese Parcial Fixa Convencional e sobre Implantes da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP (Figura 3). Por meio deste equipamento a quantidade de desgaste, velocidade de rotação e força exercida sobre as amostras puderam ser fixadas, respectivamente, em 0,1mm por passada, 350.000 rpm e 0,98N²⁵.

Figura 3 – Aparelho padronizador de desgaste.



Assim, para a realização dos desgastes, a fresa diamantada cilíndrica com granulação de 150 μm (4ZR, Komet, Brasseler, Lemgo, Alemanha) era acoplada à turbina de alta rotação (Kavo Extratorque 605, Kavo do Brasil Ind. e Com. Ltda, Joinville, SC, Brasil) posicionada de forma a manter a fresa perpendicular ao longo eixo do corpo-de-

prova. A turbina era acionada em rotação máxima (350.000 rpm) e por meio do acionamento de uma manivela, o conjunto que fixava o corpo-de-prova era movimentado horizontalmente. A espessura da amostra era reduzida em 0,1 mm a cada giro completo da manivela. Nos subgrupos com irrigação ($D^+I^+R^-$ e $D^+I^+R^+$), os desgastes foram realizados sob spray de água fornecido pela turbina de alta rotação. Apenas as superfícies que seriam submetidas às forças compressivas durante o ensaio mecânico de resistência à flexão (Item 4.3) foram desgastadas.

4.2.2 Ressinterização

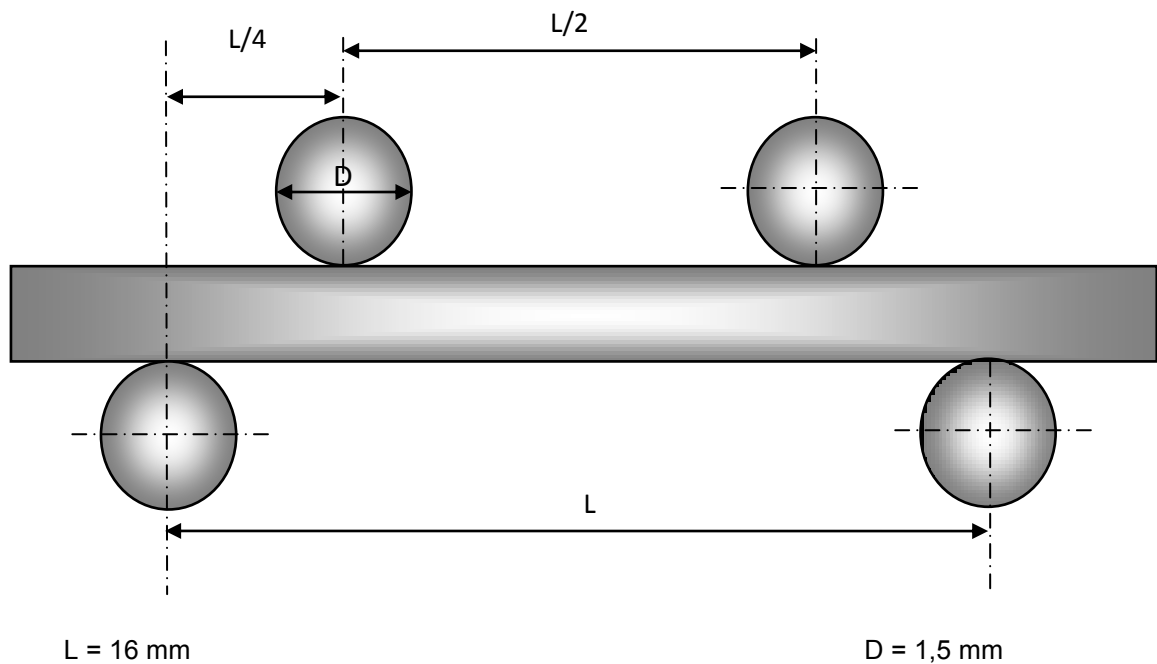
Os corpos-de-prova dos grupos D^-R^+ , $D^+I^-R^+$ e $D^+I^+R^+$ foram ressinterizados em forno (AluminiPress EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP, Brasil) a 1000°C durante 30 minutos. Após esse período as amostras foram removidas do forno e deixadas em bancada para resfriamento lento em temperatura ambiente.

4.3 Ensaio mecânico de resistência à flexão

Previamente à realização do ensaio mecânico de resistência à flexão, todos os corpos-de-prova foram limpos ultrassonicamente com álcool isopropílico 99% por 30 segundos²⁵ e secos com papel toalha. O ensaio mecânico consistiu em teste flexural de quatro pontos e foi realizado na máquina de ensaios MTS 810 (Material Testing System, Eden Prairie, Minesota, EUA) com célula de carga de 10 kN e velocidade de 0,5 mm/min de acordo com a norma ISO 6872²⁴ (Figura 4). O ensaio mecânico foi conduzido com os corpos-de-prova imersos em saliva artificial a 37°C¹, temperatura esta mantida por meio de um aquecedor (30W) conectado a um termostato (Alife 1000W, Hao Feng Feeds CO., Nangang Industrial Park, Nantou, Taiwan) com precisão de

$\pm 1^{\circ}\text{C}$ na célula de temperatura (Figura 5). Tal condição teve por objetivo simular as condições de umidade e temperatura intraoral.

Figura 4 – Esquema referente às configurações do dispositivo para realização do ensaio mecânico de resistência à flexão em quatro pontos.



Os valores de resistência à flexão foram calculados de acordo com a seguinte fórmula:

$$\sigma = 3PL/4wb^2$$

sendo:

σ = resistência à flexão, em MPa;

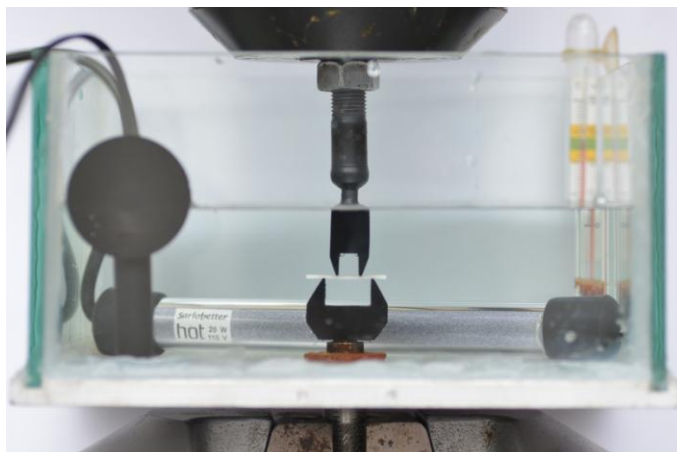
P = a força, em N, no momento da fratura;

L = a distância entre os suportes externos, em mm;

w = a largura do espécime, em mm, e

b = a espessura do espécime, também em mm.

Figura 5 – Ensaio de resistência à flexão



4.4 Caracterização das superfícies

Com o objetivo de ilustrar a topografia das superfícies, três corpos-de-prova randomicamente selecionados e representativos de cada grupo experimental, foram limpos com álcool isopropílico em ultra-som, secos e recobertos com ouro¹ para análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV, JSM-6510LV, JEOL, Peabody, MA, Estados Unidos da América).

Para identificar a estrutura cristalina da zircônia, foram selecionados aleatoriamente três corpos-de-prova para cada condição experimental. As amostras foram analisadas por difração de raios X, utilizando difratômetro (XRD-6000, Shimadzu do Brasil, São Paulo, SP, Brasil), o qual apresenta radiação “Cu-K α ”, com varredura entre 20° e 40°, aplicando-se passo angular de 0,05° e 3 segundos de varredura por ponto de contagem. Os picos foram identificados por meio da comparação com microfichas padrão do arquivo JCPDS International Centre for Diffraction Data.

4.5 Forma de análise dos resultados

Os dados quantitativos obtidos não se ajustaram às pressuposições para utilização de teste paramétrico. Desta forma para análise dos resultados foi aplicada a análise de variância de Kruskal-Wallis associado ao teste de Dunn para testar as comparações múltiplas, ambos com nível de significância de 5%. A análise estatística foi dividida em:

- a) comparações entre os grupos não ressinterizados;
- b) comparações entre os grupos ressinterizados;
- c) comparações antes e após ressinterização (intra-grupos).

5 RESULTADO

5.1 Resistência à flexão

A Tabela 1 apresenta os valores de resistência à flexão encontrados para cada grupo experimental.

Tabela 1 – Medianas de resistência à flexão (em MPa) e resultados dos testes de Kruskal-Wallis*.

	Não ressinterizado (R ⁻)	Ressinterizado (R ⁺)	p
Sem desgaste (D ⁻)	642,0 ^{Aa}	699,3 ^{Aa}	0,0704
Desgaste sem irrigação (D ^{+I})	859,9 ^{Ba}	764,6 ^{Aa}	0,6242
Desgaste com irrigação (D ^{+I} ⁺)	770,1 ^{Ba}	727,3 ^{Aa}	0,1223
p	0,0004	0,1441	

Letras maiúsculas iguais no sentido vertical indicam igualdade entre as linhas ($p \geq 0,05$); letras minúsculas iguais no sentido horizontal indicam igualdade entre as colunas ($p \geq 0,05$).

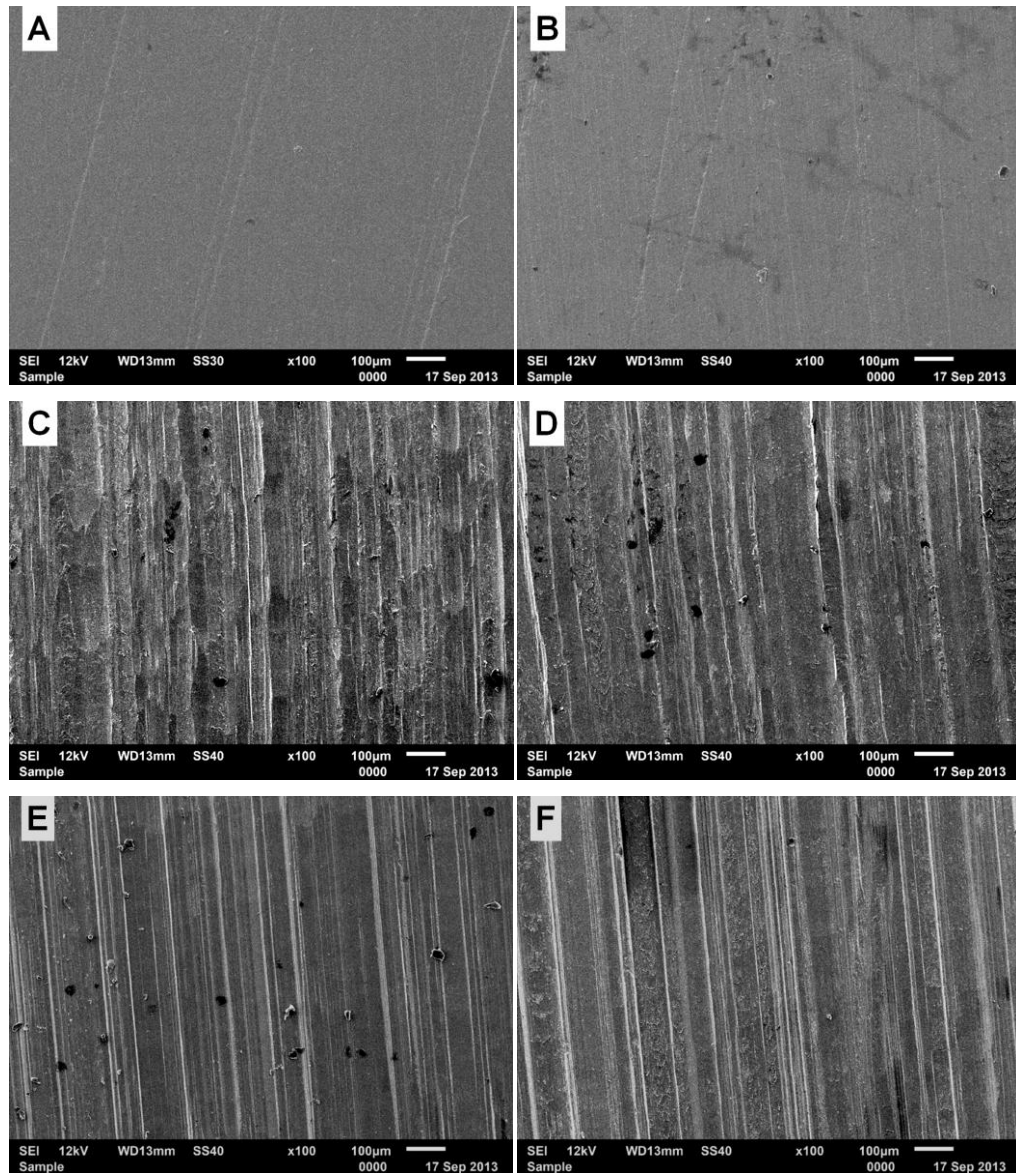
Analisando-se a tabela acima pode-se aceitar a hipótese nula de que a ressinterização não altera a resistência à flexão das amostras tanto desgastadas, com ou sem irrigação, como das amostras não desgastadas. Por outro lado, para as amostras não ressinterizadas, a realização do desgaste, independentemente da irrigação, aumenta a resistência à flexão.

* Os resultados originais referentes ao teste estatístico são apresentados no APÊNDICE.

5.2 Topografia de superfície

As imagens da topografia de superfície representativas de cada grupo são exibidas na Figura 6. As amostras não desgastadas (Figuras 6A e 6B) exibem superfície homogênea com pequenos riscos superficiais oriundos do acabamento. Após desgaste, é possível observar uma intensificação dos riscos (Figuras 6C, 6D, 6E e 6F) compatível com a granulação da fresa diamantada utilizada. Nenhuma diferença é observada quando as Figuras 6A e 6B, 6C e 6D, 6E e 6F são comparadas entre si, demonstrando que a ressinterização após desgaste não alterou a topografia da superfície. Destaca-se a ausência de diferença entre os grupos desgastados com ou sem irrigação (Figuras 6C a 6F).

Figura 6 – Imagens obtidas em microscopia eletrônica de varredura e referentes à superfície longitudinal de corpos-de-prova dos grupos: A - D^-R^- ; B - D^-R^+ , C - $D^+I^-R^-$, D - $D^+I^-R^+$, E - $D^+I^+R^-$ e F - $D^+I^+R^+$. Aumentos iguais a 100x.



5.3 Difractometria de raios X

Os gráficos obtidos por meio da análise de difração de raios X de cada um dos grupos experimentais são representados pelas Figuras 7 a 12, onde estão evidenciados os picos referentes às fases tetragonal e monoclinica, quando esta está presente.

Figura 7 – Gráfico obtido após difração de raios X do grupo D^+R^- .

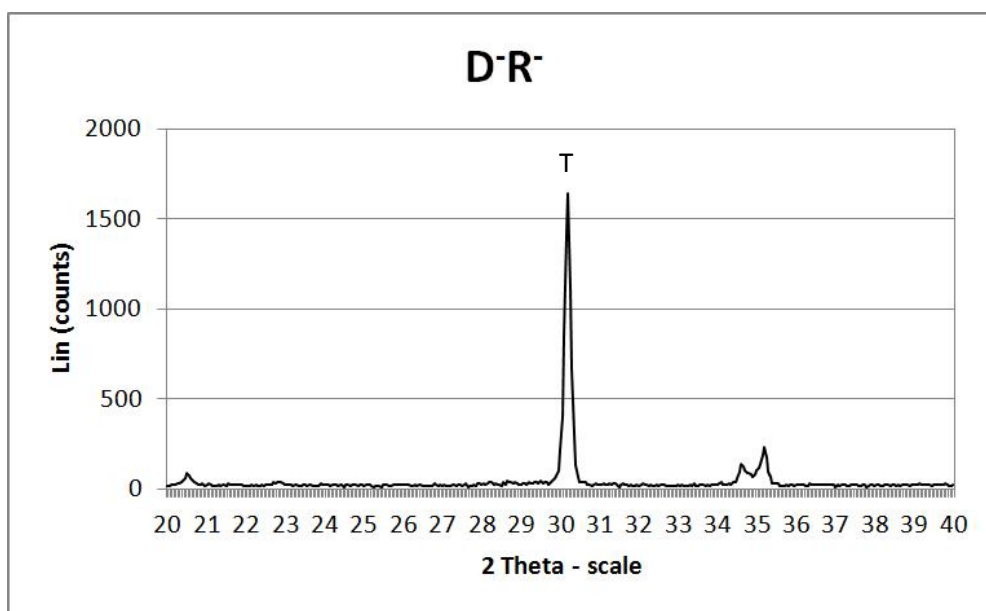


Figura 8 – Gráfico obtido após difração de raios X do grupo D^+R^+ .

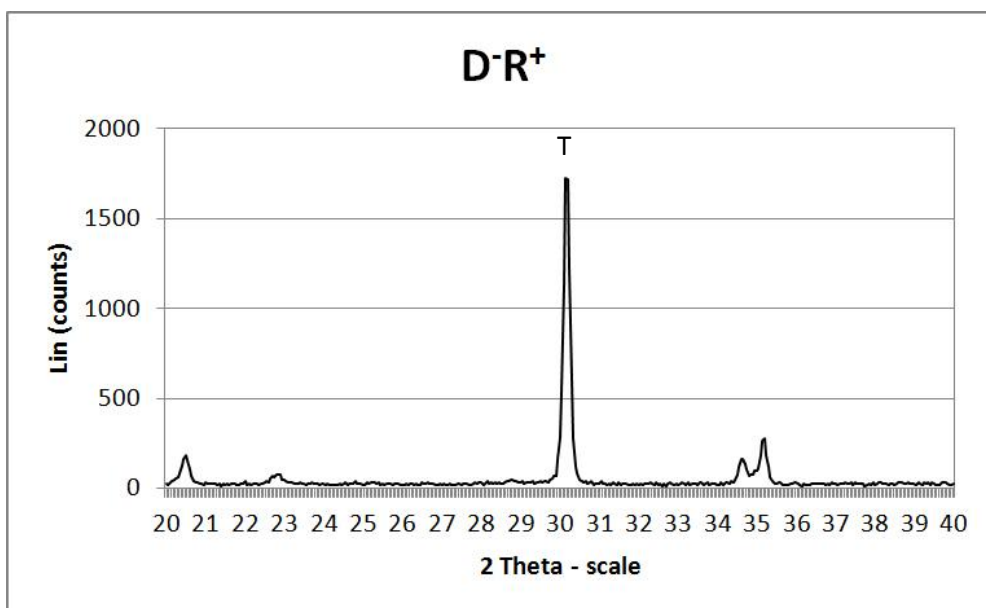


Figura 9 – Gráfico obtido após difração de raios X do grupo $D^+I^-R^-$.

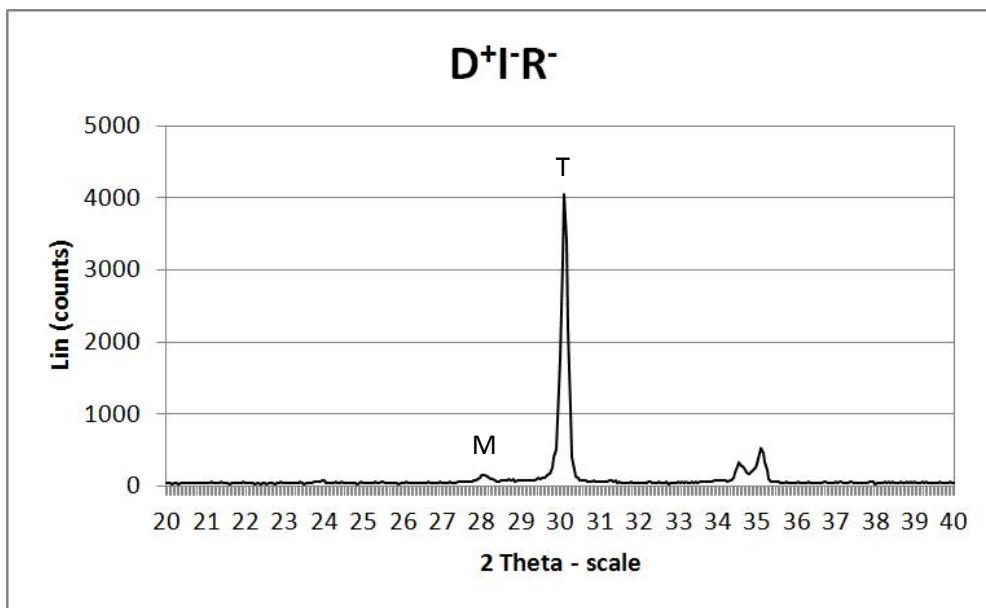


Figura 10 – Gráfico obtido após difração de raios X do grupo $D^+I^-R^+$.

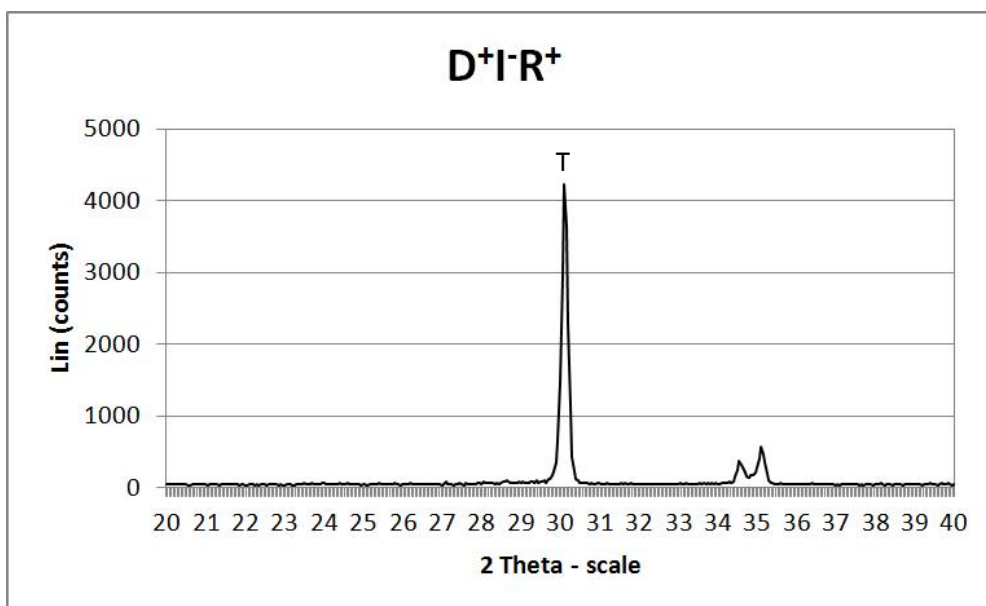


Figura 11 – Gráfico obtido após difração de raios X do grupo $D^+I^+R^-$.

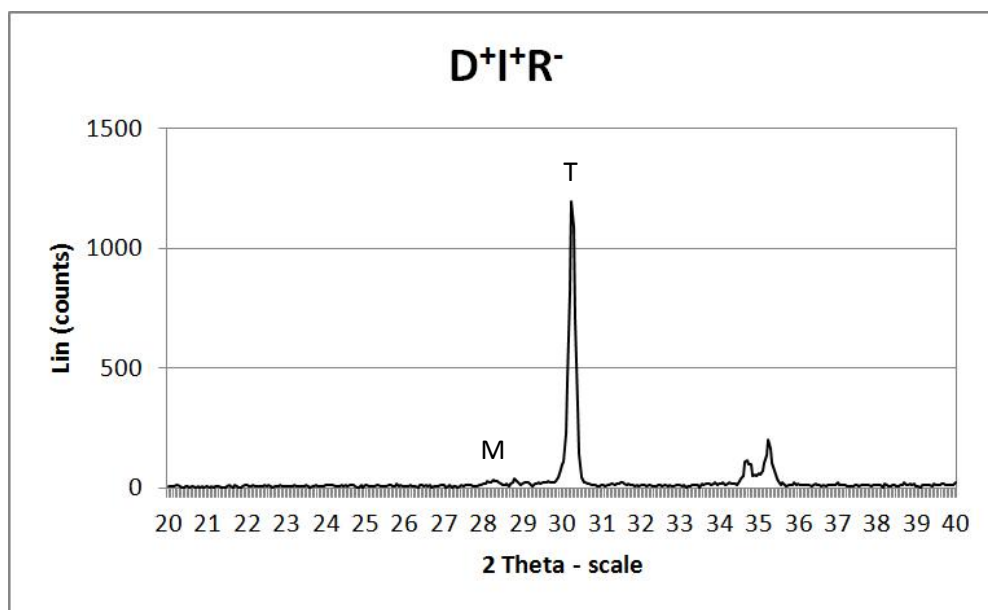
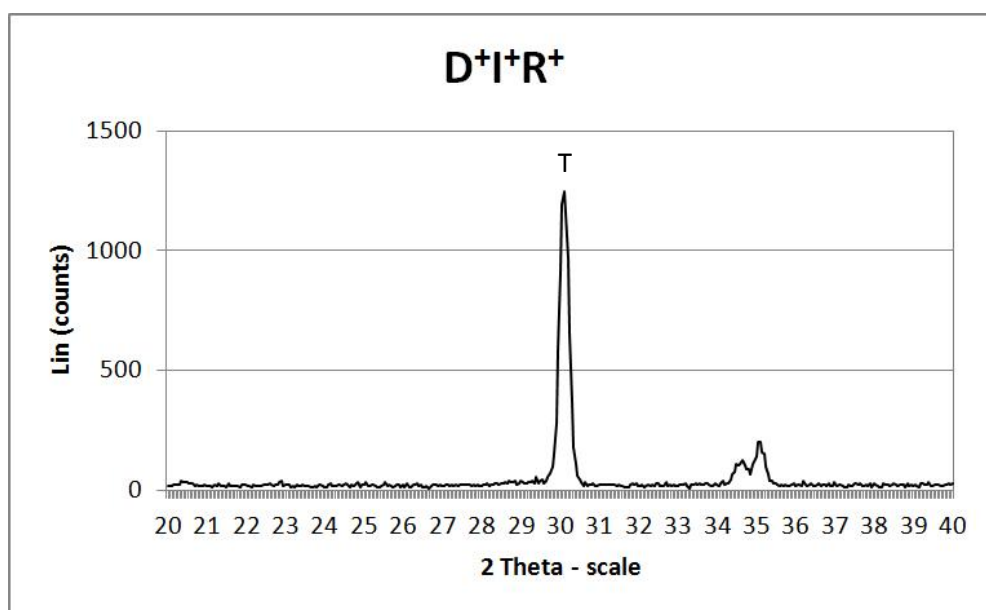


Figura 12 – Gráfico obtido após difração de raios X do grupo $D^+I^+R^+$.



6 DISCUSSÃO

Sabe-se que a maioria dos fabricantes de zirconia *Y-TZP* para uso odontológico não recomenda a realização de desgaste ou jateamento para evitar a transformação $t \rightarrow m$ e a formação de falhas superficiais que podem ser deletérias no desempenho do material em longo prazo¹³. Todavia, desgastes em infraestruturas de zircônia *Y-TZP* são procedimentos comuns na prática clínica, tanto para se alcançar uma melhor adaptação entre a infraestrutura e o dente pilar, quanto para se obter espaço para aplicação da porcelana de cobertura em casos de espaço oclusal reduzido ou vestibularização da infraestrutura/pilar de próteses sobre implante.

Apesar dos avanços da tecnologia dos instrumentos utilizados para o desgaste, fresas diamantadas com irrigação são as associações mais utilizadas devido à disponibilidade clínica e indicação dos fabricantes para maximizar a eficiência do desgaste reduzindo a geração de calor e formação de microtrincas⁸. Independente do método de desgaste utilizado, as alterações na superfície do material, podem ora favorecer, ora prejudicar as propriedades mecânicas^{19,32,43,53}, por meio da transformação $t \rightarrow m$, onde a zircônia com maior conteúdo monoclinico está mais sujeita aos impactos da degradação, especulando-se que um tratamento térmico, à semelhança de uma ressinterização, seria capaz de reverter as alterações retornando a uma zircônia metaestável na fase tetragonal.

Desta forma, o objetivo principal deste estudo foi avaliar o efeito da ressinterização na resistência à flexão de barras de zircônia *Y-TZP* do sistema LavaTM após a realização de 0,3 mm de desgaste com fresa diamantada de 150 μ m de granulação, velocidade de 350.000 rpm, com ou sem irrigação com spray de água.

Os resultados do presente estudo mostraram aumento na resistência à flexão em quatro pontos após realização de desgaste, seja ele realizado com ou sem irrigação com spray de água. Guazzato et al.¹⁹ (2005), Denry, Holloway¹² (2006), Wang et al.⁵¹ (2008), Qeblawi

et al.⁴³ (2010) e Yongqi et al.⁵⁵ (2012) referem-se a aumento da resistência à flexão após desgastes, enquanto outros autores reportam diminuição^{1,11,14,26,27,30,31,32,35} ou nenhuma diferença^{2,4,25}.

De acordo com Swain, Hannink⁴⁹ (1989), devido ao impacto do diamante abrasivo com o óxido de zircônio durante o desgaste, a fase tetragonal se transformará em monoclínica ocorrendo desordem severa da superfície e um copioso deslocamento de cristais. No entanto, associado com a extensa deformação e entrada de energia, as temperaturas desenvolvidas localmente podem exceder a temperatura de transformação $m \rightarrow t$ ocorrendo a transformação reversa, que segundo Kosmac et al.³¹, ocorre em torno de 700 °C. Entretanto, os autores destacam que quando essa reversão ocorre, os grãos tetragonais da superfície desgastada tornam-se fracionados e distorcidos, fator que influenciará o comportamento do material.

Juntamente com a transformação de fase são geradas forças compressivas superficiais²² em decorrência do aumento volumétrico dos cristais transformados¹⁴, as quais são capazes de aumentar a resistência à flexão da zircônia^{19,50}, tenacificando-a. Contudo, a quantidade de cristais transformados é proporcional à severidade do desgaste realizado^{19,53}, ao volume e área da zona transformada^{3,31} e dependente das diferenças nos métodos de preparo dos corpos-de-prova²⁷, justificando a divergência de resultados encontrados na literatura.

Karakoca, Yilmaz²⁷ (2009) relataram em seu estudo que o desgaste não foi efetivo para desencadear uma transformação $t \rightarrow m$ quando a zircônia sem desgaste já apresentava quantidade superior à 7% de fase monoclínica, o que estaria em concordância com a teoria cinética de Mehl-Avrami Jonhson²⁸ que descreve os mecanismos dominantes de nucleação e crescimento do ZiO_2 durante a transformação de fases da zircônia em três estágios: 1- os grãos tetragonais da superfície, isolados ou nucleados, começam a se transformar em estrutura monoclínica; 2- ocorre crescimento exponencial da fase monoclínica comumente interpretado com um aumento tridimensional em volume e, 3- acontece um fenômeno de

saturação que restringe a quantidade de fase transformada, ou seja, a transformação não aumentará após atingir uma certa quantidade de fase monoclinica na zona próxima da superfície. Esta restrição por sua vez, depende do tamanho de grão e da quantidade de ítria da zircônia³⁸.

O procedimento de desgaste também é capaz de introduzir defeitos superficiais, na forma de sulcos, estrias, microfissuras ou até mesmo fissuras dependendo da granulação da fresa, força e velocidade de rotação^{1,10,11,19,20,25,27,42}. Tais defeitos podem se propagar para o interior do material contribuindo para a diminuição da resistência à flexão^{12,35}. Porém, o ponto limítrofe entre o aumento da resistência pela transformação de fase e pela incorporação de estresse compressivo e o comprometimento do material devido aos defeitos criados (fracionamento e distorção de grãos tetragonais ou presença de trincas) ainda não foi elucidado. Sugere-se que as trincas podem limitar a resistência à flexão da zircônia quando a profundidade se estender além do limite onde as forças compressivas incorporadas atuam, profundidade esta estipulada em 15 a 20 μm ^{12,25,27}.

Assim sendo, os maiores valores de resistência à flexão mensurados nas amostras desgastadas neste estudo podem ser atribuídos à transformação de fase $t \rightarrow m$ (Figuras 9 e 11) induzida pela remoção de material com fresa diamantada, que segundo o fabricante é específica para zircônia, possivelmente em conjunto a incorporação de estresse compressivo e ausência de trincas/microtrincas profundas (superiores a 20 μm).

Com relação ao procedimento de ressinterização, há a sugestão de um aquecimento denominado “regenerativo” após o desgaste da zircônia e prévio à aplicação da porcelana de cobertura¹⁵. Este procedimento seria indicado para o restabelecimento da fase tetragonal e um possível melhoramento da adesão entre a zircônia que precisou ser desgastada e a porcelana visto que o coeficiente de expansão térmica da fase monoclinica ($7,5 \cdot 10^{-6}/\text{k}$) é menor do que da tetragonal ($10,8 \cdot 10^{-6}/\text{k}$)¹⁵.

Nenhuma alteração significativa nos valores de resistência à flexão, independente da realização ou não do desgaste (Tabela 1), ocorreu nas amostras ressinterizadas deste estudo. Conforme alguns autores^{12,14,19} o tratamento térmico causa transformação reversa ($m \rightarrow t$), liberando o estresse compressivo e contribuindo para reduções dos valores de resistência à flexão. Entretanto, no estudo de Ho et al.²² (2009), a ressinterização com 1100°C por 2 horas reduziu significativamente o tamanho das trincas consideradas pequenas, selando-as, e reduziu a extensão das trincas maiores. Além disso, mesmo com a eliminação de fase monoclinica, o estresse compressivo incorporado à superfície desgastada (35 MPa na amostra não desgasta; 1035 MPa na amostra desgastada) não foi completamente liberado (980 MPa) após o tratamento térmico, inferindo que a temperatura da ressinterização não foi capaz de remover todo estresse residual.

Analisando-se os resultados deste estudo, é possível sugerir que a não redução da resistência após tratamento térmico (1000 °C, 30 min) mesmo com a transformação reversa de fase (Figuras 7 a 12), resulta da manutenção do estresse residual compressivo incorporado pelo desgaste, corroborando os achados de Ho et al.²² (2009). Outro fator que possivelmente explica a manutenção dos valores de resistência nas amostras desgastadas seria em função das características das trincas geradas pelo desgaste e já explicadas anteriormente, assumindo a possibilidade de que houve selamento das mesmas.

Com relação ao grupo controle, a ausência de diferenças nos valores de resistência e a identificação apenas de fase tetragonal antes e após a ressinterização estão de acordo com estudo de Ruiz, Readey⁴⁴ (1996), no qual a transformação de fase tetragonal em monoclinica foi observada durante o resfriamento quando grãos maiores que 5-6 μm foram tratados termicamente em temperaturas superiores a 1750 °C. O tamanho do grão utilizado neste estudo é de aproximadamente 3 μm .

Restaurações produzidas por fresagem de blocos de zirconia Y-TZP totalmente sinterizados tem mostrado conter quantidade

significante de zircônia monoclínica¹⁸. Isto está geralmente associado com microtrincas superficiais, alta suscetibilidade a degradação em baixas temperaturas e menor confiabilidade²³. Estes estudos apontam para a importância de controlar o estado final da superfície da *Y-TZP* para aplicações biomédicas. Em resumo, mesmo que uma alta resistência possa parecer uma propriedade benéfica para aplicação odontológica, o desempenho em longo prazo e a confiabilidade também devem ser considerados¹³.

Sendo assim, e frente aos resultados encontrados, a ressinterização após desgaste, seja ele pequeno ou não, seria recomendada, mesmo que a resistência mecânica diminua, conforme visto por outros autores^{1,11,14,26,27,30,31,32,35}, pois o fato de termos um material mais estável pode significar maior longevidade clínica do ponto de vista de envelhecimento e degradação, o que, já justificaria a inclusão de um protocolo que englobasse a ressinterização dos trabalhos protéticos caso algum tipo de ajuste seja necessário.

7 CONCLUSÃO

A partir da metodologia empregada neste estudo, pode-se concluir que:

1- O procedimento de desgaste, com ou sem irrigação, aumentou a resistência à flexão da zircônia *Y-TZP* e induziu a transformação de fase de tetragonal para monoclínica;

2- A ressinterização manteve os valores de resistência à flexão, não sendo detectada fase monoclínica após o tratamento térmico.

3- Após ressinterização não houve diferença entre os grupos experimentais.

Assim, sugere-se a ressinterização como um protocolo para a utilização de um material mais estável quando procedimentos de desgaste são necessários clinicamente.

REFERÊNCIAS*

1. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. J Prosthet Dent. 2010; 104(2): 98-104.
2. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. J Prosthodont. 2009; 18(1): 17-22.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2004; 32(2): 91-9.
4. 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 Sep 16. [Epub ahead of print] doi: 10.1002/jbm.b.32957.
5. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater. 2002;18(8): 590-5.
6. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. J Oral Rehabil. 2006; 33(5): 380-6.

*De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: <http://www.foar.unesp.br/#!/biblioteca/manual>

7. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(2): 111-6.
8. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2003; 90(3): 247-54.
9. Brodbeck U. The Zireal post: a new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent*. 2003; 15(1): 10-23; discussion 4.
10. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006; 27(4): 535-43.
11. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2006; 34(1): 195-206.
12. 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.
13. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008; 24(3): 299-307.
14. Doi M, Yoshida K, Atsuta M, Sawase T. Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. *J Adhes Dent*. 201; 13(1): 79-84. doi: 10.3290/j.jad.a18239.

15. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J*. 2008; 27(3): 448-54.
16. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975; 258: 703-4.
17. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004; 17(3): 285-90.
18. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004; 20(5): 449-56.
19. 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.
20. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*. 2010; 23(5): 434-42.
21. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand*. 1979; 37(4): 195-206.

22. Ho CJ, Liu HC, Tuan HW. Effect of abrasive grinding on the strength of Y-TZP. *J Eur Ceram Soc.* 2009; 29(12): 2665-9.
23. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng A.* 2003; 345 (2): 155-63.
24. International Standard Organization. ISO TR 6872: Dentistry – ceramic materials. Geneva: ISO; 2008.
25. Işeri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Kucukoglu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J.* 2010; 21(6): 528-32.
26. Işeri U, Ozkurt Z, Yalnız A, Kazazoğlu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *J Prosthet Dent.* 2012; 107(5): 309-15. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60081-X.
27. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009; 91(2): 930-7.
28. Keuper M, Eder K, Berthold C, Nickel KG. Direct evidence for continuous linear kinetics in the low-temperature degradation of Y-TZP. *Acta Biomater.* 2013; 9(1): 4826-35. doi: 10.1016/j.actbio.2012.08.032.
29. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000.* 2008; 47: 224-43.

30. Kosmac T, Oblac C, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc.* 2008; 28(5): 1085-90.
31. 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.
32. 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.
33. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent.* 2009; 4(4): 348-80.
34. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1999; 7(4): 113-9.
35. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002; 81(7): 487-91.
36. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2008; 21(3): 223-7.

37. Monaco C, Tucci A, Esposito L, Scotti R. Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *J Dent*. 2013; 41(2): 121-6. doi: 10.1016/j.jdent.2012.06.009.
38. Nakajima K, Kobayashi K, Murata Y. Phase stability of Y-PSZ in aqueous solutions. *Adv Ceram* 1984; 12: 399-407.
39. 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.
40. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1): 1-25.
41. Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2007; 50(2): 101-4.
42. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009; 88(2): 366-77.
43. Qeblawi DM, Munoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent*. 2010; 103(4): 210-20.
44. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain saize, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *J Amer Ceram Soc*. 1996; 79(9): 2331-40.

45. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007; 20(4): 383-8.
46. Springate SD, Winchester LJ. An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *Br J Orthod*. 1991; 18(3): 203-9.
47. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*. 2007; 23(2): 177-85.
48. Swain MV. Limitation of maximum strength of zirconia-toughened ceramics by transformation toughening increment. *J Am Ceramic Soc*. 1985; 68(4): C97-9.
49. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: II, grinding studies. *J Amer Ceram Soc*. 1989; 72(8): 1358-64.
50. 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.
51. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater*. 2008; 24(5): 633-8.
52. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2008; 21(1): 27-36.

53. Xu HKK, Jahanmir S, Ives LK. Effect of grinding on strength of tetragonal zirconia and zirconia-toughened alumina. *Mach Sci Technol*. 1997; 1(1): 49-66.
54. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003; 90(4): 325-31.
55. Yongqi Z, Li J, Jingchao Z, Yunmao L, Junjun L, Wei L. Influence of different surface treatments on computer-aided design and manufacturing (CAD-CAM) zirconia frameworks. *Sci Res Essays*. 2012; 7(8): 957-62.

APÊNDICE

Análise de variância de Kruskal-Wallis

D⁻R⁻ vs D⁻R⁺

H = 3,2727

Graus de liberdade = 1

(p) Kruskal-Wallis = 0,0704

D⁺I⁻R⁻ vs D⁺I⁻R⁺

H = 0,2401

Graus de liberdade = 1

(p) Kruskal-Wallis = 0,6242

D⁺I⁺R⁻ vs D⁺I⁺R⁺

H = 2,3878

Graus de liberdade = 1

(p) Kruskal-Wallis = 0,1223

D⁻R⁻ vs D⁺I⁻R⁻ vs D⁺I⁺R⁻

H = 15,8648

Graus de liberdade = 2

(p) Kruskal-Wallis = 0,0004

$$1 - D^-R^- = 212,0000$$

$$2 - D^+I^-R^- = 506,0000$$

$$3 - D^+I^+R^- = 458,0000$$

$$1 - D^-R^- \text{ (posto médio)} = 13,2500$$

$$2 - D^+I^-R^- \text{ (posto médio)} = 31,6250$$

$$3 - D^+I^+R^- \text{ (posto médio)} = 28,6250$$

Tabela 2 – Comparações estatísticas pelo método de Dunn, Araraquara, 2013.

Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 1 e 2	18,3750	3,7123	2,394	< 0,05
Postos médios 1 e 3	15,3750	3,1062	2,394	< 0,05
Postos médios 2 e 3	3,0000	0,6061	2,394	ns

$$D^-R^+ \text{ vs } D^+I^-R^+ \text{ vs } D^+I^+R^+$$

$$H = 3,8750$$

$$\text{Graus de liberdade} = 2$$

$$(p) \text{ Kruskal-Wallis} = 0,1441$$

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservados ao autor)
Araraquara, 27 de Fevereiro de 2014.

GABRIEL RODRIGUES HATANAKA